

Aus der Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie
der Medizinischen Fakultät der Charité - Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Insertionskontrolle bei Ersatz des vorderen Kreuzbandes mit einem Bildwandler gestützten Navigationssystem

– Entwicklung, Validierung und erste klinische Erfahrungen –

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät der Charité - Universitätsmedizin Berlin

von
Vincent Roman Hofbauer
aus Berlin

Gutachter: 1. Priv.-Doz. Dr. med. U. Stöckle
 2. Priv.-Doz. Dr. med. P.A. Grützner
 3. Priv.-Doz. Dr. med. T. Hüfner

Datum der Promotion: 18.04.2006

1	EINLEITUNG	1
2	GRUNDLAGEN	2
2.1	Das vordere Kreuzband (VKB)	2
2.1.1	Anatomie, Funktion und Klinik	2
2.1.2	Derzeitiger Stand der Operation des VKB	6
2.1.3	Insertionspunkte	8
2.2	Computer-Assistierte Chirurgie (CAS)	14
2.2.1	Definition	14
2.2.2	Geschichte der computer-assistierten Chirurgie	14
2.2.3	Navigation und Robotik	16
2.2.4	Aktueller Stand in der Orthopädie und Unfallchirurgie	20
2.2.5	Arbeitsschritte der passiven Navigation	21
2.2.6	Bildverstärker gestützte Navigation	22
2.2.7	Computer-assistierte Kreuzbandchirurgie	23
3	ZIEL DER EXPERIMENTELLEN STUDIE / FRAGESTELLUNGEN	25
4	MATERIAL UND METHODEN	27
4.1	Navigationssystem	27
4.1.1	Bezeichnung und Funktionsprinzip	27
4.1.2	Komponenten	27
4.1.3	Abwandlung und Anpassen der Schablonen	31
4.2	Entwicklung des Verfahrens	32
4.2.1	Setup	32
4.2.2	Ablauf der Navigation	32
4.3	Anwendung des Verfahrens am Modell	35
4.3.1	Optimierung der radiologischen Darstellbarkeit der Femurmodelle	35
4.3.2	Präzisionsanalyse	36
4.3.3	Abhängigkeit vom Projektionswinkel des BV-Bildes	38
4.3.4	Abweichung bei Planungsungenauigkeit	41
4.4	Erste Anwendung des Verfahrens am Patienten	44
4.4.1	Patientenkollektiv	44
4.4.2	Aufklärung der Patienten / Einwilligung	44
4.4.3	Klinisches Setup	44
4.4.4	Ablauf der navigierten VKB - Operation	45

4.5	Statistik	47
4.5.1	Software	47
4.5.2	Präzisionsanalyse	47
4.5.3	Abhängigkeit vom Projektionswinkel des BV-Bildes	48
4.5.4	Abweichung bei Planungsungenauigkeit	48
5	ERGEBNISSE	49
5.1	Entwicklung des Verfahrens	49
5.2	Anwendung des Verfahrens am Modell	49
5.2.1	Verbesserung der radiologischen Darstellbarkeit	49
5.2.2	Präzisionsanalyse	50
5.2.3	Abhängigkeit vom Projektionswinkel des BV-Bildes	58
5.2.4	Abweichung bei Planungsungenauigkeit	66
5.3	Erste Anwendung des Verfahrens am Patienten	76
5.3.1	Klinisches Setup	76
5.3.2	Ablauf der navigierten VKB-Operation	77
5.4	Beantwortung der Fragestellungen	78
6	DISKUSSION	79
7	ZUSAMMENFASSUNG	89
8	DANKSAGUNG	91
9	ERKLÄRUNG	92
10	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	92
11	LITERATURVERZEICHNIS	93

1 EINLEITUNG

Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes (VKB) zählt zu den häufigsten Bandverletzungen des Menschen [1]. In den Industrieländern liegt die Rupturhäufigkeit des VKB bei 1 pro 1000 Einwohner im Jahr [2]. Mit der Zunahme der sportlichen Freizeitaktivitäten ist auch die Inzidenz der Kreuzbandrupturen vor allem bei jungen, aktiven Menschen gestiegen [3-5].

Die dadurch resultierende Zunahme der primären, operativen Rekonstruktionen des VKB führte in den letzten Jahren auch zu einem deutlichen Anstieg der absoluten Anzahl der Revisionsfälle [6]. Der Ersatz des VKB mit freien Sehnentransplantaten ist heute die am häufigsten durchgeführte bandplastische Operation am Bewegungsapparat [7, 8]. In den USA werden pro Jahr ca. 50.000 operative Rekonstruktionen des VKB durchgeführt [9].

Obwohl das Verständnis der Anatomie und Funktion des VKB sowie die arthroskopischen Operationstechniken sich stetig verbessert haben, beträgt heute die Rate mit inakzeptablen Langzeitergebnissen nach VKB-Rekonstruktion je nach Bewertungsmethode zwischen 5 % und 52 %, wobei die Revisionsrate bis zu 10 % beträgt [4, 8, 10, 11].

Trotz zahlreicher Untersuchungen zur optimalen Bohrkanalposition ist die Fehlplatzierung der Bohrkanäle in Femur und Tibia mit bis zu 56 % eine der häufigsten operativen Ursachen für die VKB-Insuffizienz [12, 13]. Dabei wird die femorale Fehlplatzierung als wichtigere Ursache als die tibiale Fehlplatzierung gesehen [14-19].

Die Fehlplatzierung des Transplantates kann zu einer vorzeitigen Degeneration der Kniestrukturen führen und einen künstlichen Ersatz des Kniegelenkes notwendig machen [20].

Die optimale Platzierung des femoralen Tunnels ist unter arthroskopischen Bedingungen durch die fehlende dritte Dimension, abgewinkelte Standardoptik und den variierenden Projektionsfaktor eine der kritischsten Schritte der Operation [21-25].

Arbeitshypothese:

Mit der computer-assistierten Chirurgie in der rekonstruktiven Kreuzbandchirurgie kann durch die Navigation die Position und Ausrichtung der Bohrkanäle verbessert und so eine optimale, präoperativ geplante Lage des Transplantates erreicht werden.

Die experimentelle Arbeit gliedert sich in vier Abschnitte: 1. Untersuchungen zur Präzision der Bildwandler (BV) basierten Navigation an Femurmodellen, 2. Untersuchungen zur Abhängigkeit der Insertionspunktlage vom Projektionswinkel der BV-Bilder, 3. Auswirkungen von Planungsungenauigkeit auf die Insertionspunktlage und 4. die erste klinische Anwendung der entwickelten Navigationsmethode.

2 GRUNDLAGEN

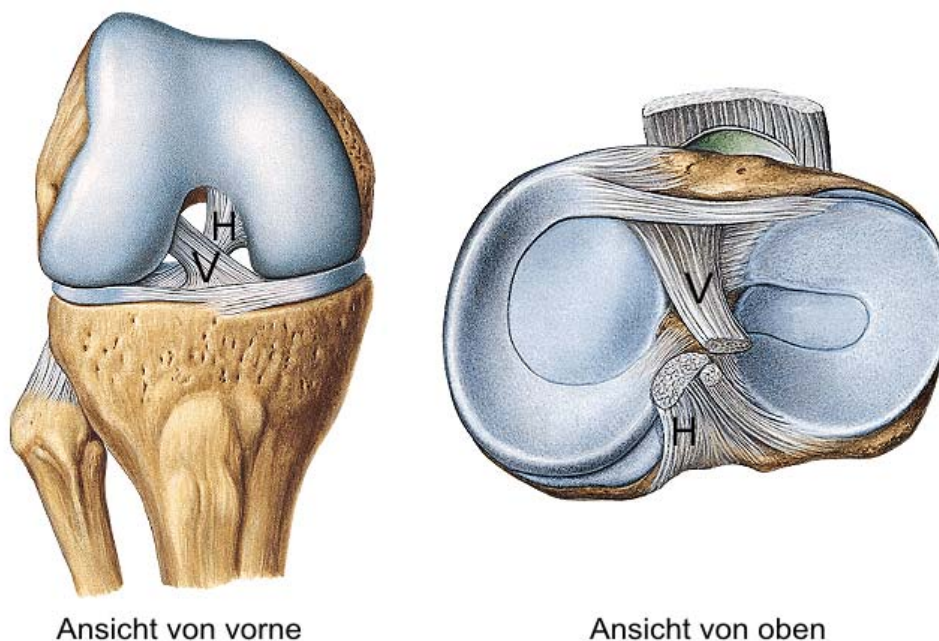
2.1 DAS VORDERE KREUZBAND (VKB)

2.1.1 Anatomie, Funktion und Klinik

Anatomie

Das vordere Kreuzband (VKB) entspringt fächerförmig an der Innenfläche des Condylus lateralis ossis femoris und verläuft schräg nach distal-vorne-medial bis zur Insertion im Knochen der Area intercondylaris tibiae [26].

Abb. 1: Anatomie der Kreuzbänder



Darstellung des vorderen (V) und hinteren (H) Kreuzbandes in der Ansicht von vorne und von oben (Quelle: [27]).

Der Ursprung des VKB in den hinteren Anteilen der Fossa intercondylaris hat einen durchschnittlichen Längsdurchmesser von 18 mm und einen durchschnittlichen Querdurchmesser von 11 mm [28]. Tibial inseriert das VKB mit einer durchschnittlichen Ausdehnung von 17 mm in der Sagittalebene und durchschnittlich 11 mm in der Transversalebene [28]. Vom Mittelpunkt der Kreuzbandinsertion zum vorderen Rand des hinteren Kreuzbandes beträgt der Abstand auf Höhe vom Tuberculum intercondylare mediale zwischen 7 mm und 8 mm [29].

Von fettreichem Bindegewebe umhüllt verläuft das VKB, im vorderen und seitlichen Bereich von der Membrana synovialis der Gelenkkapsel bedeckt, durch die Fossa intercondylaris. Es liegt außerhalb der Gelenkhöhle, aber innerhalb der fibrösen Gelenkkapsel, da die Gelenkhöhle definitionsgemäß von der Synovialmembran begrenzt ist [26].

Die Linea intercondylaris bildet die Grenze zwischen der Facies poplitea, der Fossa intercondylaris und der Femurrückfläche. Hier befindet sich der Ursprung der Pars fibrosa der Gelenkkapsel [26]. Im Bereich der Linea intercondylaris bildet das Dach der Fossa intercondylaris einen rundlichen Bogen, das in der Sagittalebene einen Winkel von ca. 40° zur Femurlängsachse bildet. Es wird im seitlichen Röntgenbild als strahlendichte Linie abgebildet (Blumensaat-Linie) [26].

Die durchschnittliche Faserlänge beträgt für die anterioren Bandanteile 36,3 mm und für die posterioren Anteile 17,8 mm [30]. Das VKB besteht aus einer Vielzahl unterschiedlicher Faserbündel, die umeinander rotieren [31].

In 90° Beugung beträgt der Winkel zwischen der Femurlängsachse und dem vorderen Kreuzband ca. 28° [28].

Funktion

Im 2. Jahrhundert n. Chr. hat Claudius Galen von Pergamon den Ligamenten im Kniegelenk erstmals eine statisch stabilisierende Eigenschaft zugeordnet. Vor dieser Zeit dachte man, dass die Kreuzbänder Teil des Nervensystems sind.

Das VKB ist mit den anderen Strukturen im und um das Kniegelenk Teil eines Systems, das Bewegungen kontrolliert, limitiert und das statische und dynamische Gleichgewicht aufrechterhält [32]. Die Funktionen des VKB können in mechanische und propriozeptive Aufgaben unterteilt werden [9].

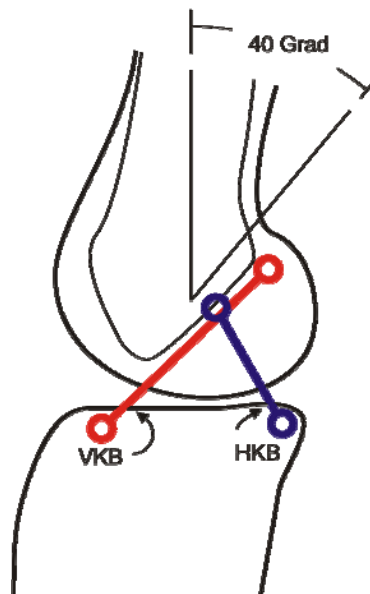
Die Hauptfunktion des VKB besteht darin, die Tibia gegen die Verschiebung nach vorn zu sichern [33]. Die Kreuzbänder wickeln sich in Innenrotation umeinander und begrenzen so als sekundäre Stabilisatoren die Verdrehung des Unterschenkels nach innen [34]. Sie sind an der Sicherung gegen varische zu 15% und valgische Kräfte zu 22% beteiligt [26]. Das vordere Kreuzband ist ein mechanischer Antagonist zum M. quadriceps femoris [35].

Funktionell kann das VKB in 2 Bündel unterteilt werden: das anteromediale Bündel (AMB) und das posterolaterale Bündel (PLB) [36]. Die Fasern des AMB befinden sich im proximalen Bereich des femoralen Ursprungs und inserieren im anteromedialen Bereich der tibialen Insertionszone. Der Ursprung des PLB befindet sich femoral im distalen Bereich und die Fasern inserieren tibial posterolateral. Bei gestrecktem Knie ist das PLB angespannt, im gebeugten Zustand wird das AMB gespannt und das Kreuzband dreht sich 90° um die eigene Achse [18]. Das AMB wird auch als „Führungsbündel“ und das PLB als „Sicherungsbündel“ bezeichnet, da das PLB erst in endgradiger Streckstellung unter Spannung kommt [37].

Vereinfachtes Modell zum Bewegungsablauf

Kapandji, Hudson und Menschik zeigten anhand eines Modells ein vereinfachtes Prinzip zum Bewegungsablauf des Kniegelenkes. Beim „4-bar-cruciate-linkage-rolling-gliding-principle“ werden die beiden Kreuzbänder von jeweils einem, dem Längenverhältnis des nativen Kreuzbandes entsprechend langen, Verbindungsstab repräsentiert. An einem Ende sind die beiden Stäbe mit einem Gelenkstab verbunden. Die beiden Verbindungsstäbe kreuzen die longitudinale Achse mit einem Winkel von 40° . Während der Bewegung des Gelenkstabes werden Tangenten konstruiert, die näherungsweise die Kontur der Femurkondylen beschreiben (siehe Abb. 2). Mit diesem Modell kann der Roll – Gleit – Mechanismus des Kniegelenkes veranschaulicht werden [38, 39].

Abb. 2: 4-Bar-Cruciate-Linkage-System



Vereinfachtes Modell zum Bewegungsablauf. Die beiden Verbindungsstäbe kreuzen die longitudinale Achse mit einem Winkel von 40° . Vorderes Kreuzband (VKB) rot, hinteres Kreuzband (HKB) blau (nach [38]).

Bei der Bewegung im Kniegelenk werden je nach Spannungszustand einzelne Fasern des vorderen Kreuzbandes rekrutiert [18, 40]. Bei durchschnittlichen Bewegungsabläufen werden mit etwa 2500 Newton bei einem jungen Erwachsenen nur ca. 20% der maximalen Belastbarkeit des vorderen Kreuzbandes erreicht. Die Maximalbelastung wird bei der Kontraktion des M. quadriceps femoris und einer Extension von 40° bis zur vollen Streckung erreicht [41].

Das VKB verhält sich nicht isometrisch, die Länge des Kreuzbandes ändert sich während der Bewegung im Kniegelenk [42].

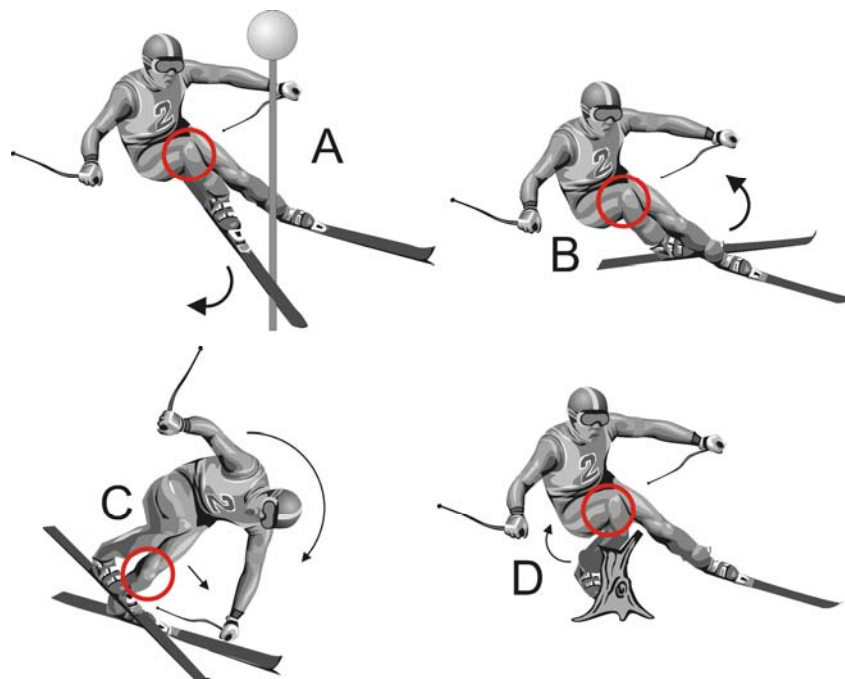
Im Insertionsbereich an Femur und Tibia und im synovialen Bindegewebe enthält das VKB zahlreiche Mechanorezeptoren. Es wurden Vater-Pacini-Körperchen, Ruffini-Körperchen

sowie freie Nervenendigungen beschrieben. Diese für die Propriozeption wichtigen Strukturen haben für die Kinematik des Kniegelenks große mechanische Bedeutung [35].

Mechanismen der Ruptur

Es gibt verschiedene Unfallmechanismen der Ruptur des VKB. Das Flexions-Valgus-Außenrotationstrauma, das Flexions-Varus-Innenrotationstrauma, das Hyperextensions-trauma, das Valgustrauma und das Hyperflexionstrauma [43] (siehe Abb. 3).

Abb. 3: Mechanismen der Ruptur des vorderen Kreuzbandes



Mechanismen der Ruptur am Beispiel eines Skifahrers. A) Flexions-Valgus-Außenrotationstrauma, B) Flexions-Varus-Innenrotationstrauma, C) Hyperextensionstrauma, D) Hyperflexionstrauma (Quelle: Zeichnung mit CorelDraw-Komponenten).

Beim Flexions-Valgus-Außenrotationstrauma reißen die medialen Kapsel-Band-Strukturen und das VKB. Typisch für diesen Mechanismus ist der Einfädelsturz an der Torstange beim Skifahrer [43].

Durch das Flexions-Varus-Innenrotationstrauma, wie z.B. beim Überkreuzen der Skier, werden die anterolateralen Kapsel-Band-Strukturen und das VKB verletzt [43].

Das VKB wird beim Hyperextensionstrauma z.B. durch Sturz des Skifahrers nach vorne ohne Auslösen des Fersenautomats verletzt und beim Valgustrauma mit Riss des Innenbandapparates beispielsweise durch das Fallen eines Gegenspielers beim Fußball auf das gestreckte, feststehende Bein des Spielers [43].

Beim Hyperflexionstrauma werden das VKB und die Meniskushinterhörner verletzt [43].

Die Rupturhäufigkeit ist bei Frauen zwei bis achtmal höher als bei Männern [44].

Diagnostik

Durch die Anamnese wird der Zeitpunkt, Ort und Hergang des Unfalls erfragt. Einige Patienten berichten, dass sie ein Rupturgeräusch während des Unfalls gehört haben. Bei Bandverletzungen besteht meist ein stärkerer Schmerz nach Überdehnung des Bandes als nach kompletter Ruptur [43].

Charakteristisch sind rezidivierende Phasen von Schmerzen mit Kniesubluxation und anschließender Knieschwellung [43].

Beim akuten Trauma erfolgt eine palpatorische Eingrenzung der Verletzung. Der Patient wird aufgefordert, sein Knie so weit wie möglich zu bewegen. In 20° Beugung wird Zuerst an dem unverletzten, dann am verletzten Knie der Lachmann-Test durchgeführt. Dieser ist positiv, wenn vom Untersucher kein Anschlag des VKB gespürt werden kann. Ein positiver Lachmann-Test spricht mit hoher Sicherheit für die Ruptur des vorderen Kreuzbandes [43].

Beim chronisch instabilen Knie werden mit dem passiven Schubladentest in 90° Beugstellung primär die Kreuzbänder beurteilt.

Der Pivot-Shift-Test ist ein dynamischer, passiver Subluxationstest, wobei „pivot shift“ ein ruckartiges Verrutschen des momentanen Kniedrehzentrums bedeutet. Der Test ist nur aussagekräftig, wenn der Patient keine muskuläre Gegenspannung aufbaut. Daher gehören die Pivot-Shift-Tests zur präoperativen Narkoseuntersuchung. Die Pivot-Shift-Tests eignen sich nicht zur Beurteilung eines frisch Verletzten Knies, da sie schmerzhaft und dadurch oft falsch-negativ sind [43].

Röntgenbilder werden im a.-p., lateralen und axialen Strahlengang angefertigt. Die a.-p.-Aufnahme dient zur Beurteilung des Femorotibialgelenks und deren angrenzende knöcherne Strukturen. Die ventral und dorsal gelegenen Strukturen können auf der seitlichen Aufnahme und das Femoropatellargelenk auf der axialen Aufnahme beurteilt werden [43].

2.1.2 Derzeitiger Stand der Operation des VKB

Indikation zur Operation

Besonders junge Patienten, die regelmäßig Sportarten mit einer hohen Belastung des Kniegelenks betreiben und deren Kreuzband komplett gerissen ist, sollten operiert werden [44]. Ohne Operation können durch ein Fortschreiten der Instabilität die Menisci und der Gelenkknorpel geschädigt werden. Dies kann zu einer Osteoarthritis führen [45].

Offene Verfahren

1963 wurde von K. Jones die erste offene Rekonstruktion einer vorderen Kreuzbandruptur mit dem mittleren Patellarsehnendrittel vorgestellt [46].

Diese Methode wurde 1966 von Brückner modifiziert und über viele Jahre von einem Großteil der Chirurgen angewendet [47].

K. Lambert beschreibt 1994 den Ablauf der offenen Rekonstruktion des VKB mit der Patellarsehne und Interferenz-Schrauben-Fixation [48]:

Als Transplantat wird das zentrale Drittel der Patellarsehne mit Knochenblöcken an beiden Enden verwendet. Eine vertikale Inzision durch den Fettkörper dient als Zugang zum Interkondylarraum. In einigen Fällen muss der Interkondylarraum erweitert werden, um ein „Impingement“ des Transplantates zu verhindern.

Mit einem Bohrer werden die Bohrkanäle von außen nach innen gebohrt und das Transplantat von proximal nach distal durch die Gelenkhöhle geführt. Dann wird der femorale Knochenblock mit einer Interferenzschraube fixiert. Nach manueller Spannung des Bandes wird es tibial verankert und bei manueller Beugung und Streckung des Gelenkes auf Impingement und Bewegungsumfang überprüft. Die Wunden werden mit subkutanen Nähten routinemäßig verschlossen. Der Defekt in der Patellarsehne wird nicht verschlossen, um eine bessere Heilung zu gewährleisten [48].

Arthroskopisches Verfahren

1981 wurde von Dandy die erste arthroskopische Kreuzbandrekonstruktion durchgeführt [49]. Auf Grund von Vorteilen, vor allem in der ersten postoperativen Zeit, hat sich diese Methodik gegenüber dem offenen Verfahren durchgesetzt.

Die bessere Sicht gegenüber dem offenen Verfahren ermöglicht ein präziseres Arbeiten und gewährleistet ein sichereres Auffinden der anatomischen Landmarken. Durch den kleineren Zugang entstehen weniger Defekte, die Gelenkkapsel wird nicht eröffnet und der hyaline Knorpel des Kniegelenkes wird vor dem Austrocknen geschützt [50]. Die periartikuläre Sensibilität und die Propriozeption werden weniger gestört [51].

Die Vorteile der VKB-Rekonstruktion mit Sehnen des M. semitendinosus und des M. gracilis (Hamstringsehnen) haben in den letzten Jahren bei vielen Operateuren zum Umdenken geführt. Vor allem auf Grund von Problemen in Zusammenhang mit der Entnahme des Transplantates bei Verwendung des mittleren Patellarsehnendrittels [11]. Der kleinere Hautschnitt, Erhalt des Streckapparates und die geringere Morbidität im Bereich der Patellaspitze und der Tuberositas tibiae bieten deutliche Vorteile gegenüber dem Patellarsehnentransplantat. Der tibiale Bohrkanal wird ca. 1,5 cm medial der Tuberositas tibiae angelegt, wobei die intraartikuläre Öffnung des Kanals nicht zu weit anterior platziert werden darf, um einem Notchimpingement vorzubeugen. Der Tunnel wird mit einem 6-mm-Kopfbohrer in 2-mm-Schritten bis zum Transplantatdurchmesser aufgebohrt. Mit einem

femorale Zielgerät wird der femorale Tunnel unter Orientierung an der „Over-the-top-Position“ beim rechten Kniegelenk auf der 10.30-Uhr-Position und beim linken Kniegelenk auf der 1.30-Uhr-Position angelegt [47]. Der Drei- oder Vierfachstrang dieser Sehnen bieten eine theoretisch initiale Zugfestigkeit von 240-280% im Vergleich zum nativen Kreuzband [8].

2.1.3 Insertionspunkte

Bedeutung für das postoperative Ergebnis und optimale Lage

Die korrekte Platzierung und Ausrichtung des femoralen Bohrkanals ist für das postoperative Ergebnis von großer Bedeutung [17, 52, 53]. Die Beliebtheit der arthroskopischen VKB-Rekonstruktion hat zu technischen Problemen in der femoralen Tunnelplatzierung geführt [23], wobei die Fehlplatzierung des femoralen Tunnels dabei am häufigsten durch eine ungenügende Sicht auf den posterioren Rand des Interkondylarraums verursacht wird [6]. Der häufigste Grund für ein schlechtes Ergebnis bei VKB-Rekonstruktionen ist eine zu weit anteriore Platzierung des femoralen Tunnels [4, 6, 53]. Kohn berichtet 1998 über das Ergebnis eines VKB-Rekonstruktions-Kurses für fortgeschrittene Operateure. Die Mehrheit der Operateure platzierte die Tunnel nicht korrekt, wobei das größte Problem in der Fehllage des femoralen Tunnels bestand [54].

Eine unbefriedigende anteriore Stabilität besteht bei den von Aglietti 1996 ausgewerteten Kreuzbandoperationen mit 62,5% signifikant häufiger bei einer Lage der femoralen Insertion in den anterioren 50% der Femurkondylen ($P=0,003$) gegenüber 12% mit einer Platzierung in den posterioren 50% [55].

Der femorale Insertionspunkt liegt näher am Rotationszentrum des Knies, weshalb schon kleine Abweichungen vom optimalen Punkt die Kniefunktion beeinträchtigen können [6]. Wenn der femorale Tunnel zu weit anterior angelegt wird, entfernen sich die tibiale und femorale Insertionsstelle bei Flexion des Kniegelenkes voneinander, was zu einer Überdehnung und damit zu einem Transplantatversagen führen kann. Im Gegensatz dazu nähern sich die beiden Insertionspunkte bei einer zu posterioren Lage des Transplantates während der Flexion [19].

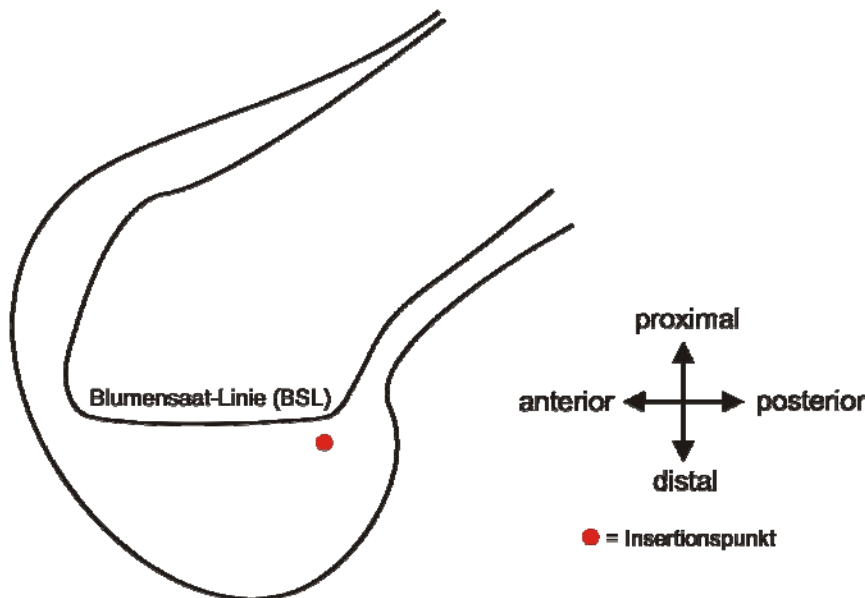
Der femorale Tunnel sollte so weit wie möglich posterior platziert werden, so dass 1-2 mm des posterioren Kortex stehen bleiben [56]. Bei einem rechten Knie sollte der Tunnel in 10.30 bis 11.00-Uhr-Position und bei einem linken Knie in 1.00 bis 1.30-Uhr-Position ausgerichtet sein [56] [21, 57, 58]. Die Ausrichtung entlang des Bogens im Interkondylarraum spielt eine geringere Rolle als das Abweichen vom optimalen Insertionspunkt in der Sagittalebene [19, 25].

Vereinbarungen zur Positionsbestimmung

Die Lage der Insertionspunkte in Tibia und Femur sollte, um das Vergleichen der verschiedenen Kniegrößen zu ermöglichen, in einem Verhältnis zu einer anatomischen Struktur angegeben werden. Hierfür werden femoral die Begriffe „proximal“ und „distal“ sowie „anterior“ und „posterior“ vorgeschlagen. Als Bezug zur Anatomie wird die im seitlichen Röntgenbild vorhandene Blumensaatlinie verwendet [12].

Für Ausrichtung in der Koronarebene wird der Interkondylarraum aus der arthroskopischen Sicht wie das Ziffernblatt einer Uhr eingeteilt. Die 12.00-Uhr-Position befindet sich dabei am oberen Mittelpunkt des Interkondylarraumes.

Abb. 4: Vereinbarungen zur Positionsbestimmung



Die Lage des femoralen Insertionspunktes wird auf dem seitlichen Röntgenbild mit „proximal“ / „distal“ und „anterior“ / „posterior“ mit Bezug zur Blumensaatlinie beschrieben.

Anatometrische Bestimmung des Insertionspunktes

Der Begriff „anatometrische Platzierung“ ist 1986 von Werner Müller geprägt worden [19] und bedeutet eine „relative Isometrie“ oder „physiologische Transplantatisometrie“. Der Begriff „Isometrie“ beschreibt einen gleich bleibenden Abstand zwischen dem tibialen und femoralen Insertionspunkt während der Flexion im Kniegelenk. Mit der rekonstruktiven Kreuzbandoperation kann in Realität keine Isometrie erreicht werden [17], so dass ein möglichst weites Annähern an die absolute Isometrie durch eine anatomische Platzierung und das Erreichen mechanischer Stabilität die Ziele der Rekonstruktion bilden [6].

Die Anatometrie ist nach Hefzy et. al 1989 von folgenden Faktoren abhängig [59]:

- a) Der Bohrkanaalposition femoral und tibial
- b) Isometriemessmethoden
- c) Belastungszustand
- d) Flexionszustand
- e) Zustand der Kniebinnenstrukturen
- f) Beteiligung sekundärer Gelenkstabilisatoren
- g) Operateur

Bei der anatometrischen Bestimmung des Insertionspunktes orientiert sich der Operateur an der Anatomie des Patienten. Der femorale Insertionspunkt wird mit Hilfe eines Zielgerätes bestimmt. Für die Ausrichtung in der Sagittalebene wird das femorale Zielgerät an der „over-the-top-Position“ ausgerichtet. Dies gewährleistet einen Abstand zwischen dem Zentrum des Bohrlochs und dem posterioren Femurkortex von etwa 7 mm, so dass eine 1-2 mm dicke Wand stehen bleibt.

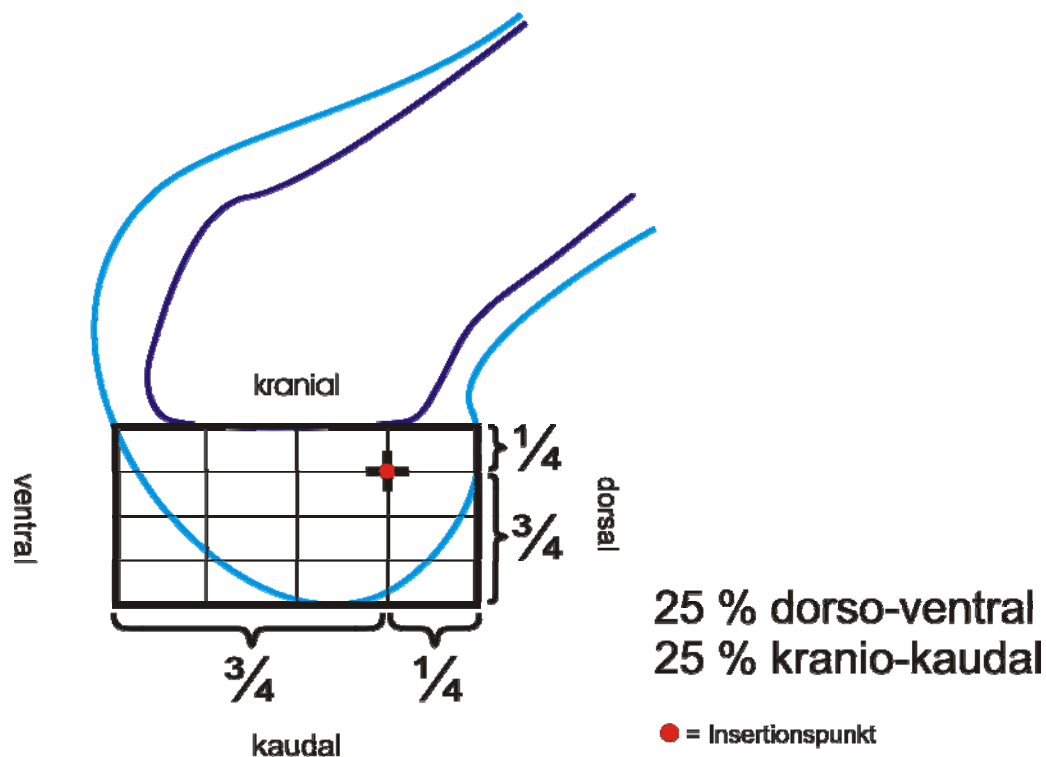
Als Orientierungshilfe für die Ausrichtung in der Coronarebene dient die Einteilung des Interkondylarraumes wie bei einem Ziffernblatt einer Uhr. Die optimale Position beim rechten Knie liegt bei 10.30-Uhr und beim linken Knie bei 1.00-Uhr [47]. Diese Position wird durch Abschätzen der Verhältnisse im Interkondylarraum ermittelt.

Die geometrische Bestimmung des Insertionspunktes

Die durchschnittliche Lage des femoralen Insertionspunktes und die Position mit der geringsten Änderung der Transplantatlänge bei Flexion im Kniegelenk wurde in verschiedenen Studien ermittelt [13, 14, 52, 60-62]. Aus den Ergebnissen wurden Schablonen für seitliche Röntgenbilder entwickelt. Dabei muss auf eine genaue Überlappung der beiden Kondylen geachtet werden, um den Projektionsfehler zu minimieren. Die Positionsangaben beziehen sich auf die Breite und Höhe der Kondylen und sind unabhängig von der Größe des Kniegelenkes, da die Position prozentual im Verhältnis angegeben wird.

Bernard und Hertel entwickelten 1996 anhand seitlicher Röntgenbilder von Leichenknien eine rechteckige Schablone zur Bestimmung der femoralen Bohrkanalposition. Der femorale Insertionspunkt liegt dabei, gemessen entlang der Blumensaat-Linie, bei 24,8 % der Kondylusbreite von der hinteren Kondyluskante entfernt und bei 28,5 % der Kondylushöhe in kranio-kaudaler Richtung. Bei der „Quadrantenmethode“ wird zur Vereinfachung die Kondylenbreite und Kondylenhöhe durch vier geteilt. Die rechteckige Schablone wird mit den Kondylen, wie auf der Abb. 5 dargestellt, zur Deckung gebracht. Der Insertionspunkt liegt dann in der kaudalen Ecke des obersten Quadranten [52] (siehe Abb. 5).

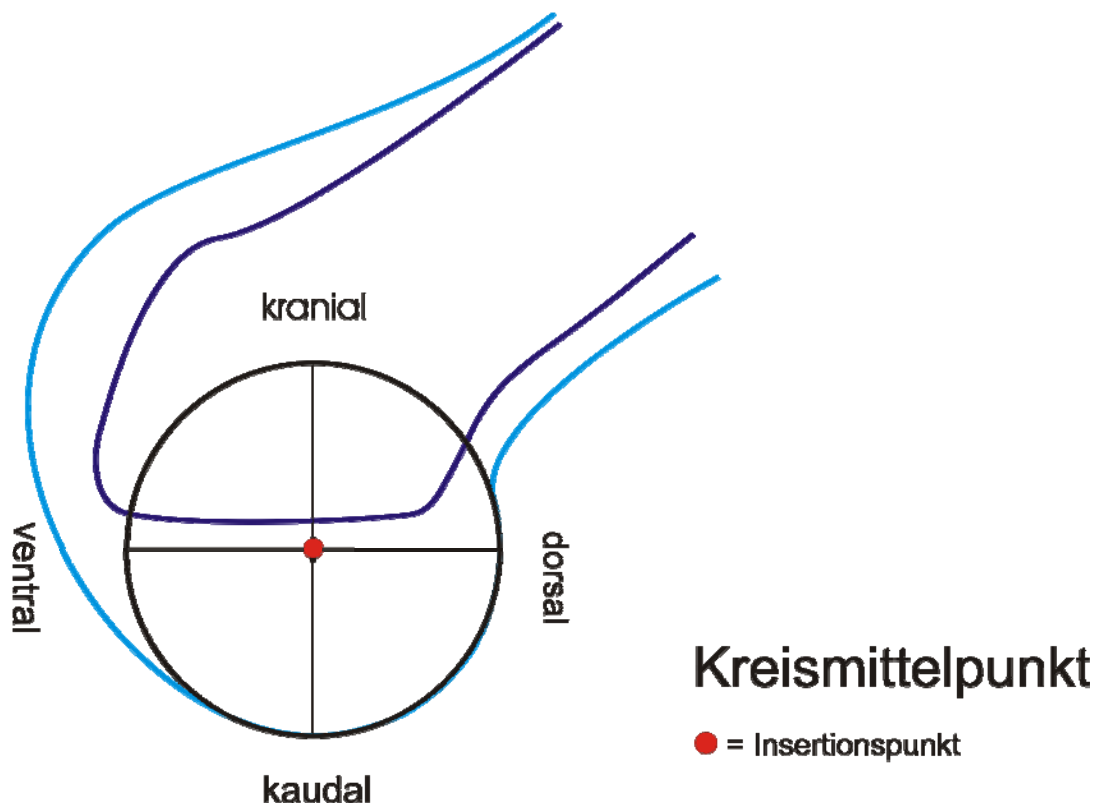
Abb. 5: Quadrantenmethode nach Bernard und Hertel



Bestimmung der Lage des femoralen Insertionspunktes nach Bernard und Hertel. Der Interkondylarraum wird in Quadranten eingeteilt und in der kaudalen Ecke des obersten Quadranten wird die Zentralbohrung angebracht (nach [52]).

Cazenave und Laboureau entwarfen 1990 nach einer radiologischen Untersuchung von Kadaverknien und Patienten eine kreisförmige Schablone, deren Mittelpunkt den femoralen Insertionspunkt bildet. Zur Größenanpassung wird der Kreis mit dem posterioren Rand der Kondylen in Übereinstimmung gebracht. Bei der Anwendung dieser Methode an 20 Patienten mit akuter oder chronischer Ruptur des vorderen Kreuzbandes zeigte sich eine durchschnittliche Längenänderung des Transplantates zwischen 0° und 100° Flexion von unter 5% [60] (siehe Abb. 6).

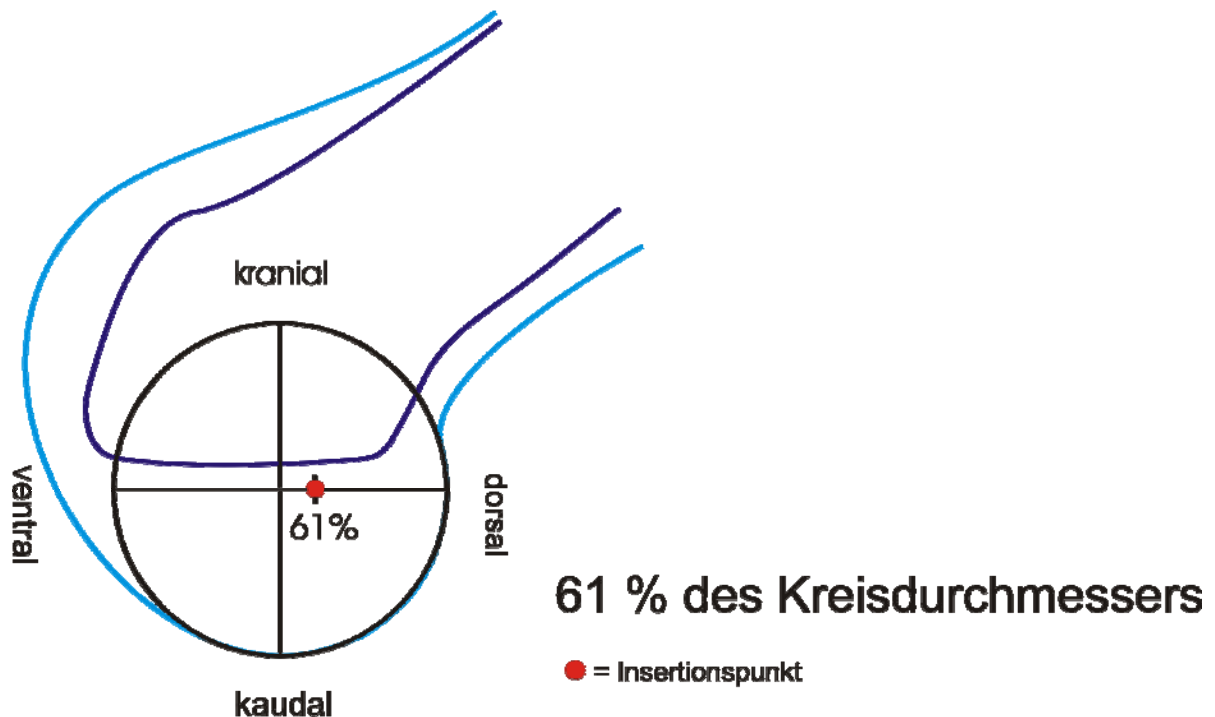
Abb. 6: Kreismethode nach Cazenave und Laboureau



Bestimmung der Lage des femoralen Insertionspunktes nach Cazenave und Laboureau. Die Kreisschablone wird mit den posterioren Kondylen zur Deckung gebracht. Der Insertionspunkt liegt im geometrischen Mittelpunkt des Kreises (nach [60]).

Klos *et al.* verwendeten als Bezugssystem ebenfalls einen Kreis, der auf einem streng seitlichen Röntgenbild in Übereinstimmung mit den Femurkondylen gebracht wird. Der Mittelpunkt des Kreises projiziert sich auf die Blumensaat-Linie bei 66% in deren a.-p. Ausrichtung. Bei einer intraoperativen Positionsbestimmung bei 50 Kreuzbandoperationen lag der femorale Insertionspunkt bei 61% \pm 5% des ventro-dorsalen Durchmessers des Kreises [63] (siehe Abb. 7).

Abb. 7: Kreismethode nach Klos *et al*



Bestimmung der Lage des femoralen Insertionspunktes nach Klos *et al.* Der Insertionspunkt liegt bei 61% des Kreisdurchmessers in ventro-dorsaler Richtung (nach [61]).

Mit diesen Schablonen kann präoperativ der Insertionspunkt auf seitlichen Röntgenbildern bestimmt werden. Es besteht aber keine Zuordnungsmöglichkeit von Strukturen auf dem Röntgenbild und der eigentlichen Position beim Patienten.

2.2 COMPUTER-ASSISTIERTE CHIRURGIE (CAS)

2.2.1 Definition

Die computer-assistierte Chirurgie soll durch die Verbindung des menschlichen Urteilsvermögens mit den technischen Möglichkeiten einer Maschine die Möglichkeit schaffen, eine Operation besser und präziser durchzuführen als dies der Mensch oder die Maschine alleine könnten. Der Arzt soll durch die computer-assistierte Chirurgie unterstützt, nicht ersetzt werden [64].

Die Ziele dieser Technologie sind [64] :

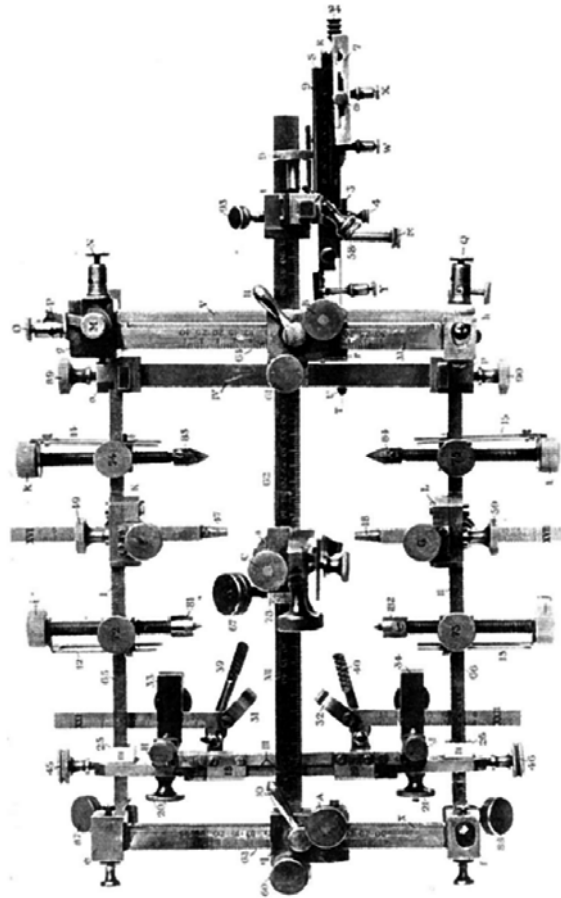
- I. Die Entwicklung interaktiver präoperativer Planungsstationen und Simulatoren, um die Durchführung und Ergebnisse von Operationen zu verbessern.
- II. Die Entwicklung präziserer und weniger invasiver „intelligenter“ Instrumente, die bei der Operation genauer positionierbar sind.

2.2.2 Geschichte der computer-assistierten Chirurgie

Die computer-assistierte Chirurgie hat ihren Ursprung in der Neurochirurgie. Der Neurophysiologe C. Dittmar bewegte 1873 erstmals Instrumente navigiert an eine bestimmte Stelle der Medulla oblongata. Mit dem Prinzip der Stereotaxie wurden in der Neurochirurgie schon vor fast einem Jahrhundert intrakranielle Tumoren lokalisiert, deren Position dabei in Bezug zu einem fixierten Koordinatensystem angegeben wird [64].

Clarke und Horsley beschrieben 1906 erstmals die Navigationstechnik mit einem stereotaktischen Rahmen. Eine präoperative Planung erfolgte an einem Röntgenbild, dem virtuellen Objekt. Ein fest am Schädel befestigter Referenzrahmen (frame based) diente als Bezugssystem und die präoperativ berechnete Trajektorie einer Biopsienadel konnte am stereotaktischen Rahmen eingestellt werden [65] (siehe Abb. 8).

Abb. 8: Stereotaktischer Rahmen von Clarke und Horsley 1906



Der stereotaktische Rahmen wurde fest mit dem Schädel verbunden und es konnte eine präoperativ berechnete Trajektorie angesteuert werden. (Quelle :[65]).

Die ersten digitalen, computergestützten Systeme wurden in der Neurochirurgie Anfang der 1990er Jahre eingesetzt. Kwoh et al. positionierten 1985 mit dem Industrieroboter PUMA 560 eine Biopsienadel im Gehirn eines 52 Jahre alten Mannes. Die Zielposition der Nadel wurde auf CT-Bildern festgelegt und die Nadel durch eine vom Roboter positionierte Führungshülse and den berechneten Ort vorgeschoben. Da es sich um einen Industrieroboter handelte, wurden die Versuche aus Sicherheitsgründen nicht weiter geführt [66].

Das Fachgebiet der Orthopädie und Unfallchirurgie bietet durch die Formstabilität der Knochen gute Voraussetzungen für den Einsatz der computer-assistierte Chirurgie. 1992 erfolgte der erste Einsatz eines medizinischen Roboters bei der Implantation einer Hüftendoprothese durch das ROBODOC System der Firma Integrated Surgical Systems (Davis, CA / USA), was die Weiterentwicklung eines von IBM entworfenen Prototypen darstellte [64].

Durch Technologietransfer aus den bildgebenden Verfahren, Bildverarbeitung, Robotik, Bewegungsanalyse und „virtual reality“ ist ein Forschungs- und Entwicklungsgebiet mit dem

Namen „Medical Robotics and Computer Assisted Surgery (MRCAS)“ entstanden. Die computer-assistierte orthopädische Chirurgie (CAOS) ist ein Teilgebiet von MRCAS und zielt auf die Anwendung dieser Technik am Knochen [67].

In den letzten Jahren hat sich gezeigt, dass in der Unfallchirurgie und Orthopädie eine zunehmende Bedeutung dem Bereich der so genannten passiven Navigation zukommt. Die Instrumente werden dabei nicht aktiv von einem Roboter geführt, sondern direkt vom Chirurgen, der durch das Navigationssystem die optimale Position bestimmen kann. Der Chirurg kann am Computerbildschirm die Bewegungen der Instrumente im Verhältnis zum Röntgen-, CT- oder MRT-Bild verfolgen [68].

Die ersten Anwendungen in der Orthopädie waren auf CT-Bildern basierende, navigierte Insertionen von Pedikelschrauben in der unteren thorakalen und lumbosakralen Wirbelsäule. Die präoperativen CT-Bilder wurden durch das Registrieren von Oberflächenpunkten am Wirbel des Patienten und deren Zuordnung zu den entsprechenden Strukturen auf den CT-Bildern abgeglichen [69].

Im Bereich der VKB-Chirurgie wurden aktive, durch einen Roboter ausgeführte, Verfahren und die passive Navigation entwickelt. Die ersten passiven Navigationssysteme basierten nicht auf präklinischen Röntgen- oder CT-Bildern, sondern auf dem Erfassen der Oberflächenstrukturen des Patientenknies und dem daraus erstellten virtuellen Abbild [15].

2.2.3 Navigation und Robotik

Die computer-assistierte Chirurgie kann in drei Gruppen eingeteilt werden: 1. Die Robotik, bei der vom Roboter aktiv Schritte der Operation unter der Aufsicht des Operators übernommen werden, 2. die passive Navigation, die dem Operateur als Hilfsmittel dient, der eigenhändig die Operation ausführt, und 3. die semiaktiven Systeme, bei denen die Bewegungen der Instrumente maschinell eingeschränkt, aber vom Operateur selbst durchgeführt werden [67, 70].

Aktive Navigation (Robotik)

Nach der Amerikanischen Gesellschaft für Robotik ist ein Roboter eine „programmierbare, multifunktionale Maschine für die Bewegung von Materialien, Teilen, Instrumenten oder speziellen Geräten durch verschiedene programmierte Bewegungsabläufe zum Ausführen einer Vielzahl von Aufgaben“.

Die medizinischen Roboter führen kontrolliert von einem Computer Instrumente an die vorher festgelegten Positionen. Einer der ersten Roboter für die präzise stereotaktische Positionierung von Biopsienadeln im Gehirn war das in der Schweiz entwickelte MINERVA – System. Der Roboter war mit einem CT-Gerät kombiniert und ermöglichte den Operateuren

so das Überwachen der Nadelposition während der Operation[71].

In der Orthopädie wurde das ROBODOC - System zur Implantation von Hüftendoprothesen verwendet. An der Hüfte des Patienten wurden drei Marker zur Lokalisation befestigt, die später zum Abgleichen der Anatomie des Patienten mit den CT-Bildern dienten. Es wurden CT-Bilder angefertigt, die auf die Planungskonsole übertragen wurden. Die passende Prothese und Position wurden festgelegt und auf den ROBODOC – Computer übertragen, der das Fräsen des Femurschaftes ausführte. Die weiteren Schritte der Operation wurden wieder vom Operateur übernommen [70, 71].

Die roboterassistierte Ersatzplastik des vorderen Kreuzbandes mit dem CASPAR – System erforderte ebenfalls CT-Bilder (siehe Abb. 9). Vor dem Anfertigen der CT-Bilder wurden tibial ca. 6 cm unterhalb des medialen Gelenkspaltes und femoral ca. 8 cm oberhalb des lateralen Gelenkspaltes Referenzschrauben (rigid bodies) unter Lokalanästhesie befestigt. Die CT-Daten dienen als Grundlage für die Planung des femoralen und tibialen Bohrkanals, deren Positionsdaten dann auf den Roboter übertragen wurden. Nach der Registrierung wurde das Bein fixiert und der Roboter übernahm die Anlage der beiden Bohrkanäle. Anschließend wurde das CASPAR – System vom OP-Tisch entfernt und das Transplantat wie gewohnt befestigt [72, 73].

Abb. 9: CASPAR – System



Das CASPAR-System als Beispiel für aktive Navigation – Robotik. Die Planung erfolgt anhand präoperativer CT-Bilder. [Quelle: [74]].

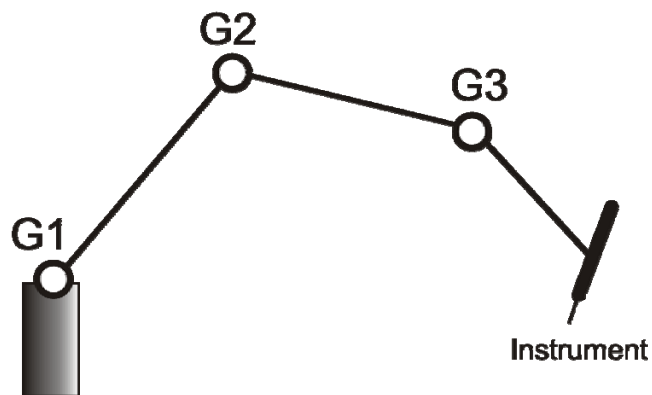
Passive Navigation

Der Begriff "Navigation" bedeutet die Bestimmung und Einhaltung des Kurses und leitet sich ab vom lateinischen "navigare", das mit „schiffen, segeln, fahren“ übersetzt wird.

Passive chirurgische Navigatoren geben dem Chirurgen eine Rückmeldung über die Lage des von ihm verwendeten Instrumentes relativ zum Patienten. Es werden keine aktiven Schritte der Operation ausgeführt. Präoperativ angefertigte Röntgen-, CT- oder MRT - Bilder und intraoperative Bildwandlerdaten dienen dem Operateur als Orientierungshilfe während der Operation. Die Navigation stellt eine Verbindung zwischen den Bildinformationen, der Anatomie des Patienten und der Platzierung der chirurgischen Instrumente während der Operation dar [75].

Die einfachsten passiven Navigatoren bilden Vielgelenkarme. Die Positionsbestimmung erfolgt über direkten mechanischen Kontakt und Winkelmessgeber, welche die Lage benachbarter Arme zueinander bestimmen. Durch die mechanische Verbindung über den Vielgelenkarm ist die Handhabung der Instrumente stark eingeschränkt (siehe Abb. 10).

Abb. 10: Vielgelenkarm



Der Vielgelenkarm als Beispiel für die passive Navigation. Das Instrument wird über Winkelverstellung an den Gelenken G1-G3 positioniert.

Andere passive Navigatoren benötigen keine feste mechanische Verbindung zum Patienten. Die Instrumentenposition wird akustisch mit Ultraschall, elektromagnetisch oder optisch gemessen. Akustische Navigatoren sind durch die Ablenkbarkeit der Schallwellen störanfällig und abhängig von der Umgebungstemperatur. Magnetische Navigatoren basieren auf der Positionsbestimmung eines Instrumentes in einem homogenen Magnetfeld. Metallische Gegenstände können das Magnetfeld stören und so zu einer Reduzierung der Messgenauigkeit führen [69].

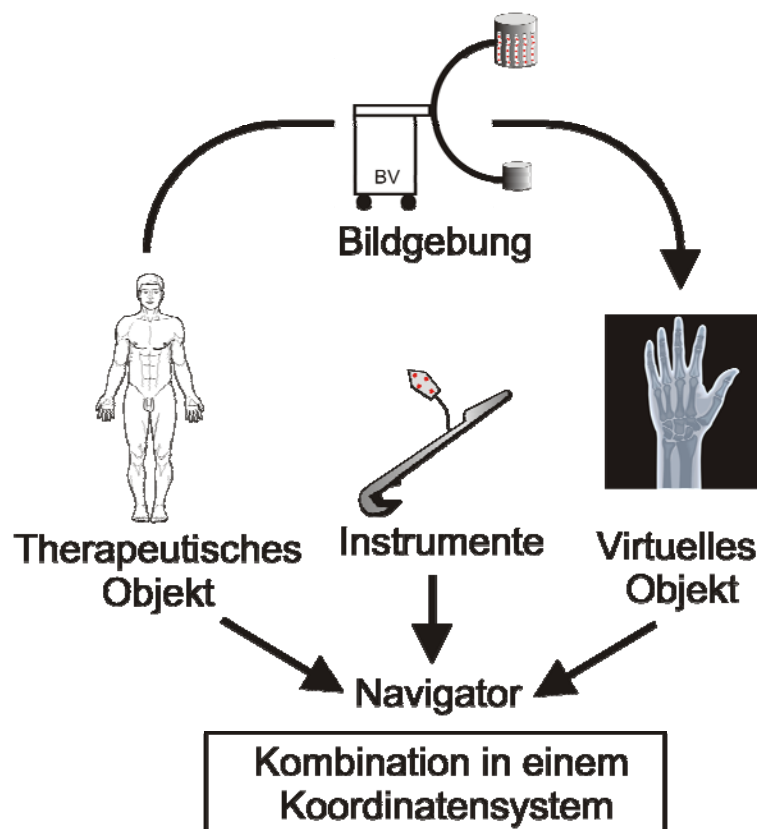
Die am häufigsten verwendeten und genauesten passiven Navigatoren sind optische Systeme mit aktiven Markern, die über Infrarot-Leuchtdioden Licht emittieren, oder mit passiven

Markern, deren Position über die Reflexion einer Infrarotlichtquelle bestimmt wird. Die von den Markern kommenden Lichtwellen werden von einem Kamerasystem registriert und von einem Computer ausgewertet. Zur Bestimmung der Ausrichtung von Instrumenten müssen die Marker aus mindestens drei Infrarot-Leuchtdioden bzw. Reflexionskörpern bestehen [69].

Jedes bildbasierte intraoperative Navigationssystem kann in drei Elemente unterteilt werden [69] (siehe Abb. 11):

1. Das Therapeutische Objekt, das den Ort der Handlung bezeichnet. Es bezieht sich auf die vom Operateur behandelten anatomischen Strukturen und bei der Anwendung eines Navigationssystems in der Radiotherapie auf das Zielgebiet einer Bestrahlung.
2. Das Virtuelle Objekt, welches ein Abbild des therapeutischen Objektes durch zwei- oder dreidimensionale radiologische Bilder darstellt.
3. Den Navigator, ein Gerät, das über die Definition eines Koordinatensystems das virtuelle mit dem therapeutischen Objekt verbindet und in diesem System die Position von chirurgischen Instrumenten darstellt.

Abb. 11: Die drei Elemente eines bildbasierten Navigationssystems



Das therapeutische Objekt, das virtuelle Objekt und der Navigator sind die drei Elemente eines bildbasierten Navigationssystems. Der Navigator kombiniert diese mit den Instrumenten in einem Koordinatensystem (nach [69]).

Semiaktive Navigation

Als einfachstes semiaktives System kann der von Clarke und Horsley [65] entwickelte stereotaktische Rahmen angesehen werden (siehe Abb. 8). Der Bewegungsraum des Instrumentes wird durch diesen semiaktiven Navigator eingeschränkt.

Ein weiterer semiaktiver Navigator ist ein vom Chirurgen geführter Roboterarm mit einem Instrument, das nur in einem vorher definierten Gebiet bewegt werden kann. Wird das Instrument aus diesem sicheren Bereich bewegt, blockiert der Roboter diese Bewegung [69, 76].

2.2.4 Aktueller Stand in der Orthopädie und Unfallchirurgie

Im Jahr 2000 waren rund 600 Medizinroboter im Einsatz. Den größten Teil mit 400 Robotern bildeten ferngesteuerte MIC-Kamarastative, gefolgt von etwa 100 programmierbaren Mikroskopen, 70 computergesteuerten Fräsmaschinen für die Endoprothetik und ca. 30 für punktgenaue Bestrahlungen, Herzoperationen und neurochirurgische Katheterführungen [77].

Die Systeme werden als Trainingsinstrumente, routinemäßig in der klinischen Praxis und in der Forschung bei der Erprobung neuer operativer Techniken, Instrumente oder Implantate verwendet [78].

Aktuell wird in der Unfall- und Wiederherstellungschirurgie / Orthopädie die computer-assistierte Chirurgie insbesondere in folgenden Bereichen eingesetzt:

I. Wirbelsäule

- a) Insertion von Pedikelschrauben in der unteren thorakalen [79-81] und lumbosakralen [82] Wirbelsäule
- b) Tumorchirurgie der thorakalen Wirbelsäule [79]
- c) Thorakale Bandscheibenoperationen [83]

II. Hüfte

- a) Hüftendoprothetik für das Ausfräsen von Pfanne und Femurschäften [84, 85] und zur Ausrichtung der Transplantatteile [86]
- b) Perkutane Verschraubung des hinteren Beckenrings [87-91] [92]
- c) Periazetabuläre Umstellungsosteotomien [93]
- d) Versorgung azetabulärer Frakturen [87, 94]

III. Knie

- a) Knieendoprothetik zur Planung und exakten Schnittführung [95, 96]
- b) Tunnelplatzierung-, und Bohrung bei VKB – Operationen [24, 97]

IV. Lange Röhrenknochen

- a) Distale Verriegelung intramedullärer Nägel [98]
- b) Reposition langer Röhrenknochen [99]

2.2.5 Arbeitsschritte der passiven Navigation

Bildakquisition

Der erste Schritt ist die Akquirierung der für die Navigation benötigten Bilder mit bildgebenden Verfahren, wie Röntgen, BV, CT oder der MRT. Die Bilddaten müssen digital vorliegen, damit sie für die Navigation verwendet werden können.

Planung

Die Bilddaten werden auf das Navigationssystem übertragen und dienen zur Planung der Operation. Es können optimale Positionen von Schrauben, Bohrkanälen oder Insertionspunkten in Relation zur Anatomie des Patienten bestimmt und auf dem System gespeichert werden.

Registrierung

Das Ziel der Registrierung ist, die Bildinformationen in Beziehung zur Position des Patienten während der Operation zu bringen.

Dafür gibt es verschiedene Möglichkeiten:

- a) Das Anbringen von Justierungsmarken vor der Bildakquisition, deren Position während der Operation mit den Bilddaten korreliert wird.
- b) Die „Surface-Matching-Methode“, bei der einzelne Oberflächenpunkte auf den Bildern und am Patienten aufgesucht werden.
- c) Die inhärente Registrierung mit dem referenzierten Bildverstärker.

Positionserfassung

Die Instrumente und Strukturen, an denen operiert wird, müssen während der Operation mit den Bilddaten in Relation gebracht werden. Dies kann über eine direkte mechanische Verbindung, optoelektronische Erfassung, akustisch oder magnetisch erfolgen.

Durchführung der Operation

Die Positionsdaten werden in Echtzeit vom Navigationssystem ausgewertet und die Bewegungen der Instrumente auf dem Bildschirm dargestellt. Der Operateur kann die Instrumente gemäß der präoperativen Planung führen und die Position von Implantaten auf den Bildern verfolgen.

2.2.6 Bildverstärker gestützte Navigation

Bei der 1999 von *Hofstetter et al.* entwickelten Bildverstärker gestützten Navigation erfolgt die Registrierung automatisiert [100]. Die Position eines mit Infrarot-Leuchtdioden ausgestatteten (referenzierten) Bildverstärkers (BV) und die Position des Patienten werden über eine Infrarotkamera während der Aufnahme des BV-Bildes registriert. Am Knochen des Patienten ist eine, aus vier Infrarot-Leuchtdioden bestehende, dynamische Referenzbasis (DRB) befestigt, die zusammen mit der Position des referenzierten Bildverstärkers das lokale Koordinatensystem definiert.

Die Fehler, die durch Verformung des Bildverstärkers auf Grund der Erdanziehungskraft entstehen, werden über ein mit Infrarot-Leuchtdioden ausgestattetes Pendel (Gravity) minimiert. Bei der Fehlerkorrektur wird die Position der Gravity in Relation zur Position des Bildverstärkers gesetzt und über Korrekturfaktoren berichtigt. Zum Ausgleich von Bildverzerrungen wird vor der Empfängerseite des Bildverstärkers eine Kalibrierungsplatte angebracht, auf der röntgendichte Marker in definierten Positionen angebracht sind.

Die Positionsdaten des chirurgischen Objektes, des Bildverstärkers und der Gravity werden vom Navigationssystem ausgewertet und über Vektorberechnungen in das Koordinatensystem des BV-Bildes überführt.

Die Genauigkeit dieser Methode wurde von *Hofstetter et al.* anhand von 40 BV-Aufnahmen ermittelt. Der durchschnittliche Fehler lag bei 0,55 mm (SD 0,47 mm) und der maximale Fehler bei 2,34 mm [100].

2.2.7 Computer-assistierte Kreuzbandchirurgie

Ziele

Die Navigation soll die präzise Positionierung des Transplantates und Ausrichtung der Bohrkanäle ermöglichen und dadurch den wichtigsten Faktor für Revisionseingriffe reduzieren. Die Strahlenbelastung und die für die Navigation aufgewendete Zeit sollen gering sein. Der Patient darf durch zusätzlich notwendige Inzisionen keine Beschwerden haben und die Methodik muss auf die individuelle Anatomie des Patienten anpassbar sein. Das Navigationssystem soll intuitiv bedienbar und unabhängig von der Operationstechnik anwendbar sein.

2.2.7.1 **AKTUELLE VKB - NAVIGATION**

Die zurzeit klinisch eingesetzten Geräte basieren auf verschiedenen bildgebenden Verfahren und Registrierungsmethoden.

Bildfreie Navigation

Am häufigsten werden bildfreie Systeme mit dem Surface-Matching-Verfahren angewendet [4, 15, 24, 101, 102]: Beim SurgiGATESystem – KneeACL (Fa. PRAXIM Medivision, Bern, Schweiz) erfolgt die Navigation innerhalb eines virtuellen Bildes, das durch Abtasten von Oberflächenstrukturen mit einem referenzierten Tasthaken erstellt wird. Die lange Achse des Femurs und der Tibia werden durch vier Punkte digitalisiert, dann folgen der Interkondylarraum, die Femurkondylen und die Gelenkfläche der Tibia. Der Computer erstellt aus den Daten eine Strichgraphik, die auf dem Monitor dargestellt wird.

Der nächste Schritt bildet die simulierte Platzierung des Transplantates. Dazu werden die Insertionspunkte gewählt und so oft gewechselt, bis das Gerät bei einem Elongationstest die geringste Transplantatdehnung anzeigt und kein Impingement vorliegt. Wenn die optimale Position gefunden ist, werden die Bohrkanäle mit navigierten Zielgeräten angelegt.

Ein anderes System berechnet aus 50 Gelenkpositionen und 50 - 100 digitalisierten Oberflächenpunkten des Interkondylarraumes einen Datensatz mit Elongationswerten für alle möglichen femoralen Insertionspunkte. Der Operateur wählt den tibialen Insertionspunkt ohne Navigation und erhält in Echtzeit Elongationswerte für femorale Punkte (DEC 5000, Digital Equipment Corporation, Maynard, MA / USA) [103].

Beim OrthoPilot-System (Fa. B. Braun / Aesculap, Tuttlingen / Deutschland) wird nach der Akquisition der Kniekinematik und der intraartikulären Landmarken der tibiale Insertionspunkt bestimmt. Der Operateur erhält Informationen über die AP-Ausrichtung, den Abstand zum hinteren Kreuzband und die Position in der frontalen Ebene. Femoral wird die Winkelposition relativ zur Frontalebene („Uhrzeit“) und der Abstand der Fossa-Hinterkante angezeigt. Die

Insertionspunkte werden markiert und konventionell angelegt [104].

CT-basierte Navigation

Das KneeNav – ACL System (Fa. CASurgica, Pittsburgh, PA / USA) berechnet aus CT-Bildern die dreidimensionale Oberfläche des Kniegelenkes. Die CT-Bilder werden über Surface-Matching registriert. Über eine Flexion und Extension im Kniegelenk werden das Elongationsverhalten und der Verlauf des Kreuzbandes auf Impingement überprüft [97, 105].

BV-basierte Navigation

Es existierte bis vor kurzem kein BV-basiertes Navigationssystem für den VKB-Ersatz in der klinischen Praxis [106]. Experimentelle Studien an Kadaverknien mit dem Stealth Station FlouroNav-System (Fa. Medtronic, Broomfield, CO / USA) haben gezeigt, dass es möglich ist mit dieser Methode Insertionspunkte präzise zu bestimmen[107].

3 ZIEL DER EXPERIMENTELLEN STUDIE / FRAGESTELLUNGEN

Die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit freien Sehnetransplantaten ist die heute am häufigsten durchgeführte bandplastische Operation [7, 8]. Trotz der hohen Frequenz an Operationen liegt die Rate inakzeptabler Langzeitergebnisse nach VKB-Rekonstruktion je nach Bewertungskriterien mit zwischen 5 % und 52 % hoch, wobei die Revisionsrate bis zu 10 % beträgt [8, 10, 11].

Aus diesem Grund ist es ein aktuelles Problem, bei der VKB-Rekonstruktion die Präzision bei der Anlage der Bohrkanäle zu verbessern. Es ist ein Ziel dieser Arbeit, die Möglichkeiten der Computer-Assistierten Chirurgie in diesem Zusammenhang zu bewerten. Dabei soll gezeigt werden, welchen Stellenwert die Bildwandler basierte Navigation unter Verwendung von radiologischen Bezugspunkten gegenüber dem herkömmlichen Verfahren der Oberflächennavigation („Surface-Matching“) hat.

Viele Arbeiten haben sich mit der „optimalen“ Position der Insertionspunkte beschäftigt [17, 52, 53]. Die daraus abgeleiteten Schablonen sollen bei der intraoperativen Platzierung der Bohrkanäle helfen, was aber nur sehr eingeschränkt möglich ist, weil keine Verbindung zwischen Schablonen, der Anatomie des Patienten und den bildgebenden Verfahren besteht.

Ziel der Arbeit war die Entwicklung eines Verfahrens mit dem die Position des femoralen Bohrkanals anhand drei etablierter Schablonen nach *Hertel et al.*, *Cazenave et al* und *Klos et al* intraoperativ bestimmt und der Bohrkanal unter Visualisierung navigiert angelegt werden kann. Die Lagen des tibialen Insertionspunktes und des Bohrkanals sollten während der Planung in Relation zur Anatomie des Patienten auf BV-Bildern dargestellt werden können.

Mit dem Verfahren soll eine hohe Präzision erreicht werden. Dem Operateur soll erstmals ein Messinstrument zur präzisen Erfassung, Planung und Kontrolle der Insertionspunkte zur Verfügung gestellt werden.

Es sollten folgende Fragen beantwortet werden:

- I. Ist die Integration der etablierten, geometrischen Schablonen in das Bildwandler basierte Navigationssystem zur Insertionspunktbestimmung bei der VKB-Rekonstruktion möglich?
- Nullhypothese 1: „Die Integration der Schablonen in das BV-basierte Navigationssystem ist nicht möglich.“

- II. Kann mit dieser Methode eine hohe Präzision erreicht werden und wie hoch ist diese?
- Nullhypothese 2: „Mit der BV-basierten VKB-Navigation kann unter Anwendung der Schablonen eine hohe Präzision nicht erreicht werden.“
- III. Unterscheiden sich die drei Methoden zur Insertionspunktbestimmung hinsichtlich ihrer Abweichung vom Sollwert und der Streuung der Insertionspunktlagen?
- Nullhypothese 3a: „Einen statistischen Unterschied hinsichtlich der Abweichungen vom Sollwert der Insertionspunktlagen zwischen den drei Schablonen gibt es nicht.“
 - Nullhypothese 3b: „Einen statistischen Unterschied hinsichtlich der Streuungen der Insertionspunktlagen zwischen den drei Schablonen gibt es nicht.“
- IV. Haben Fehler bei der Navigation durch Abweichungen bei Planungsungenauigkeit und Änderung des Projektionswinkels des Bildwandlers Einfluss auf die Lage der Insertionspunkte? Unterscheidet sich die Größe des Fehlers durch Abweichungen bei Planungsungenauigkeit zwischen den verschiedenen Abweichungsrichtungen? Wie hoch ist dieser Einfluss in welcher Richtung?
- Nullhypothese 4a: „Abweichungen durch Planungsungenauigkeit beeinflussen die Lage des Insertionspunktes nicht.“
 - Nullhypothese 4b: „Die Größe des Fehlers unterscheidet sich zwischen den verschiedenen Abweichungsrichtungen nicht.“
 - Nullhypothese 4c: „Abweichungen durch Änderung des Projektionswinkels des Bildwandlers beeinflussen die Lage des Insertionspunktes nicht.“
- V. Ist das Verfahren im intraoperativen, klinischen Einsatz anwendbar? Wie praktikabel ist das Navigationsverfahren?
- Nullhypothese 5: „Das Verfahren ist im intraoperativen Einsatz nicht anwendbar.“

4 MATERIAL UND METHODEN

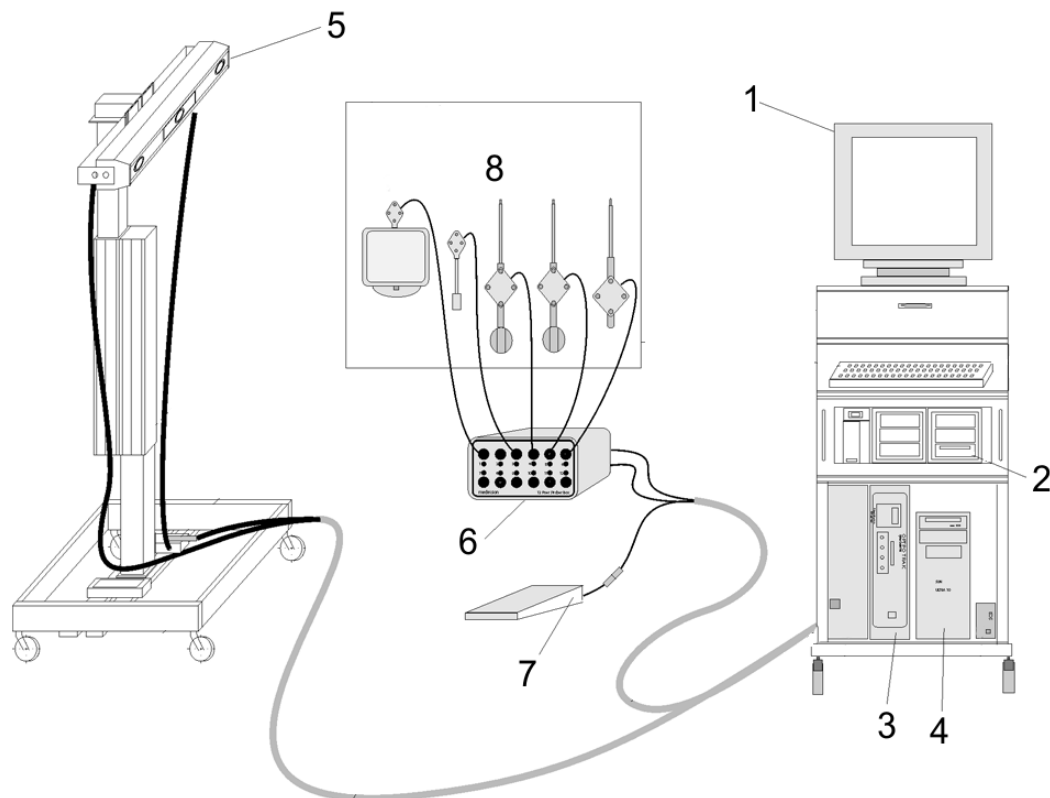
4.1 NAVIGATIONSSYSTEM

4.1.1 Bezeichnung und Funktionsprinzip

Das Navigationssystem *SurgiGATE*® der Firma *PRAXIM Medivision* (Bern, Schweiz) ist seit 1994 im klinischen Einsatz. Der maximale Fehler des gesamten Systems bei der Positionsbestimmung wird mit unter 1 mm angegeben.

Es handelt sich um ein optoelektronisches System, das auf der Basis aktiver, dynamischer Referenzbasen (DRB) mit Infrarotdioden und einer hochauflösenden Infrartokamera die Position der Instrumente und des Patienten berechnet (siehe Abb. 12).

Abb. 12: Schematischer Aufbau des SurgiGATE Navigationssystems



1) Steuerungseinheit, 2) Peripheriegeräte, 3) Kontrolleinheit, 4) Unix-Computer, 5) Infrarotkamera, 6) Stroberbox, 7) Fußschalter, 8) Instrumente mit Infrarotschildern. (Quelle : [108]).

4.1.2 Komponenten

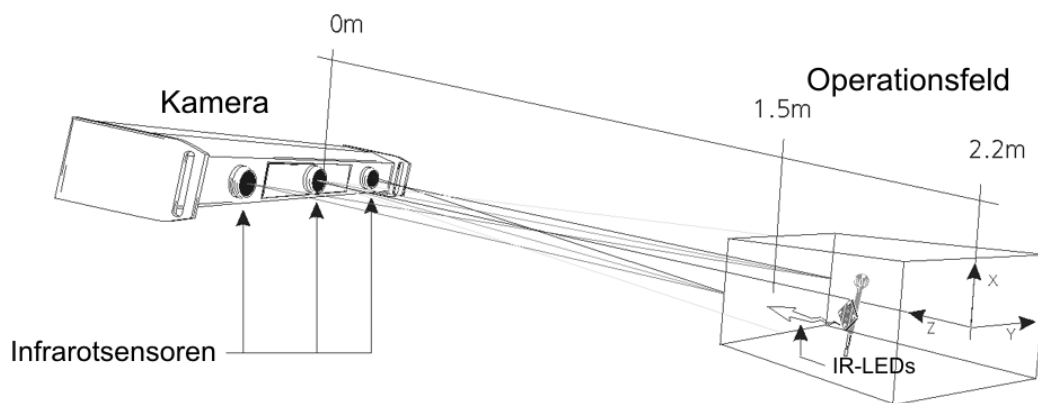
Computersystem

Die modifizierte *SUN Ultra10* Einheit ist ein fest eingebauter Bestandteil des Systems. Über eine SCSI-Schnittstelle findet die Kommunikation mit den anderen Komponenten statt und die Bedienung erfolgt per Maus, Tastatur oder im sterilen Operationsfeld durch den Chirurgen über ein Keyboard.

Infrarotkamera

Die aus drei hochauflösenden Infrarotsensoren bestehende Kamera *OPTOTRAK® 3020* (Fa. Northern Digital, Waterloo, Ontario, Kanada) wird über eine Schnittstelle mit der zentralen Rechneinheit verbunden. Der optimale Abstand zwischen Kamera und Operationsfeld liegt zwischen 1,5 m und 2,2 m. *OPTOTRAK®* garantiert eine RMS Genauigkeit von 0,1 mm bei einer Auflösung von 0,01 mm. Die Kamera dient der Lokalisation der dynamischen Referenzbasen am Patienten und an den Instrumenten und benötigt dafür eine freie Sicht auf diese.

Abb. 13: Infrarotkamera



Die drei Infrarotsensoren der Kamera erfassen die von den Infrarotdioden der Instrumente emittierten Signale. Das optimale Operationsfeld liegt zwischen 1,5 m und 2,2 m von der Kamera entfernt. (Quelle: [108]).

Dynamische Referenzbasis (DRB)

Die DRBs bestehen aus jeweils vier Infrarot-Leuchtdioden und ermöglichen über eine Frequenzmodulation das eindeutige Identifizieren einer bestimmten DRB bzw. des Instrumentes.

Jeweils eine DRB wird an Femur und Tibia befestigt, was eine intraoperative Lageveränderung des Patienten und der Kamera erlaubt. An den navigierbaren Instrumenten befinden sich ebenfalls Referenzdioden, die zur Positionsbestimmung der Instrumente in Relation zur Anatomie des Patienten und zum Bilddatensatz notwendig sind.

Stroberbox

Alle DRBs sind über eine Schnittstelle (Stroberbox, siehe Abb. 14) mit dem Navigationssystem verbunden. Maximal 12 Steckplätze stehen zur Verfügung. Die Stroberbox wird während der Operation über einen Klettverschluss am Instrumententisch befestigt. Während der Operation können Instrumente gewechselt oder neu angeschlossen werden.

Bildverstärker

Der Bildverstärker (BV) *Exposcope 8000®* (Fa. Ziehm, Instrumentarium Imaging, Nürnberg) ist mit einem Schild ausgestattet, das mit Infrarot-Leuchtdioden versehen ist, die eine genaue Positionsbestimmung des Gerätes durch die Infrarotkamera ermöglichen. Der BV wird über ein Kabel mit der Stroberbox des Navigationssystems und der Schnittstelle für die Bildakquisition der Zentraleinheit verbunden.

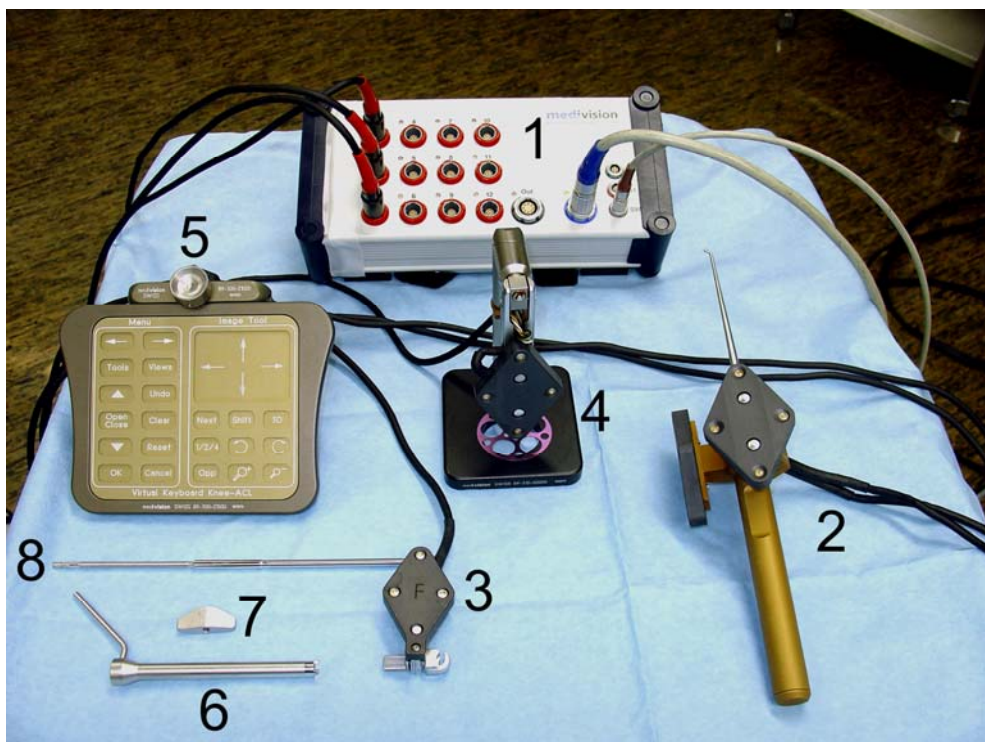
Eine Kalibrierungsplatte wird im Strahlengang des Bildverstärkers angebracht. Sie dient der Fehlerkorrektur durch die Erdanziehungskraft.

Der genaue Zeitpunkt einer BV-Aufnahme wird dem System über eine Fotodiode signalisiert, die an der Betriebslampe des BV befestigt ist. Dadurch wird die Position des BV und des Objektes zum Zeitpunkt der BV-Aufnahme mit den zugehörigen Bilddaten an das System übermittelt.

Instrumente

Handelsübliche Instrumente wurden von der Firma *PRAXIM Medivision* mit dynamischen Referenzbasen ausgestattet und kalibriert. Die Kalibrierungsdaten des jeweiligen Instrumentes sind auf einem EPROM im Stecker der DRB gespeichert.

Abb. 14: Instrumente



Die Instrumente sind über die Stroberbox (1) mit dem Navigationssystem verbunden: 2) Tasthaken mit DRB, 3) femorale DRB, 4) Gravitätsbasis, 5) Virtuelle Tastatur, 6) DRB-Halterung, 7) Flügelmutter, 8) Schanzschraube.

Tasthaken

Der isozentrisch rotierbare Tasthaken wurde mit zwei DRBs ausgestattet. Er dient beim *KneeACL*-Modul zum Registrieren der Oberflächenstrukturen.

Femorales Zielgerät

Mit dem Zielgerät kann der femorale Insertionspunkt aufgesucht und markiert werden. Es wurde mit einer DRB ausgestattet.

Tibiales Zielgerät

Zwei DRBs dienen zur Lokalisation des tibialen Zielgerätes der Fa. *STORZ* (Tuttlingen). Eine gebogene Spitze wird intraartikulär an die gewünschte Stelle des tibialen Insertionspunktes gesetzt und der Bohrkanal kann über die Zielvorrichtung navigiert angelegt werden.

Gravitätsbasis (Gravity)

Ein mit einer DRB referenziertes Pendel liefert bei Aufnahmen mit dem Bildverstärker Informationen über die Ausrichtung des Gerätes in Bezug zur Erdanziehung, um Verformungsfehler zu reduzieren.

Virtuelle Tastatur

Über ein sterilisierbares Keyboard kann vom Chirurgen im Operationsfeld das Navigationssystem mit dem referenzierten Tasthaken bedient werden. Dazu befindet sich an der Rückseite eine DRB. Außerdem wird die virtuelle Tastatur zur Kalibrierung der Instrumente verwendet.

Softwaremodule

Das Navigationssystem besteht aus verschiedenen Softwaremodulen. Für die Kreuzbandnavigation ist das Modul *KneeACL* vorgesehen. Die Instrumente können auch in anderen Anwendungen genutzt werden.

KneeACL-Modul

Das bildfreie Modul basiert auf der Surface-Matching-Methode. Auf dem Bildschirm werden die Umrisse der anatomischen Strukturen des Patientenknies dargestellt und die Insertionspunkte werden über Elongationstestung bei der passiven Kniebewegung an die Stellen mit der geringsten Transplantatdehnung gesetzt.

C-Arm-Modul IM-Nailing

Die C-Arm Module dienen zur Bildverstärker gestützten Navigation. Über ein Menü lässt sich das Programm „IM-Nailing“ aufrufen, das ursprünglich für die computer-assistierte Naglung von Röhrenknochen gedacht ist.

4.1.3 Abwandlung und Anpassen der Schablonen

Zur Integration in das Navigationssystem wurden die folgenden drei in der Einleitung beschriebenen Schablonen zur Bestimmung des femoralen Insertionspunktes gewählt:

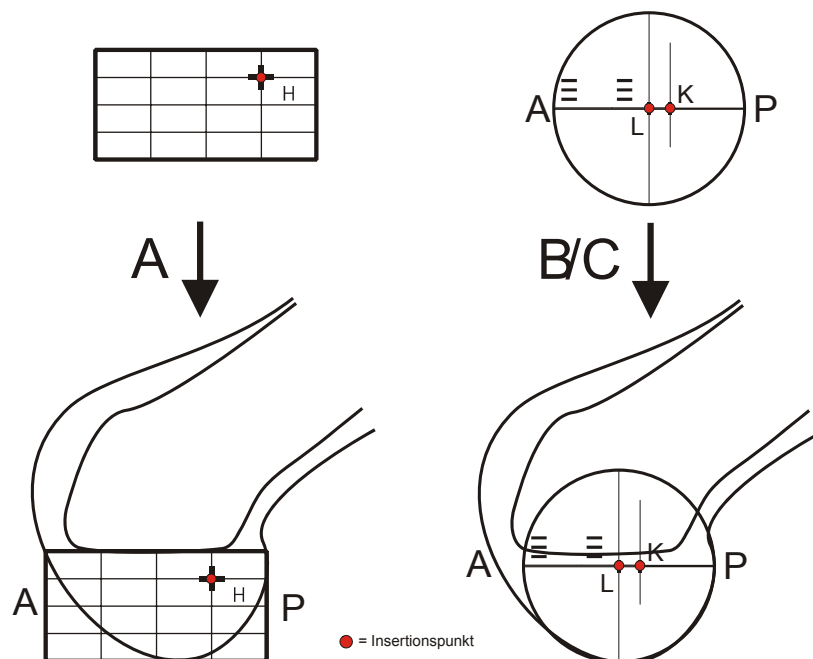
- A) Quadrantenmethode nach *Hertel et al.*, 1997 [52]
- B) Kreismethode nach *Cazenave et al.*, 1990 [60]
- C) Kreismethode nach *Klos et al.*, 2000 [63]

Die Positionen der Insertionspunkte sind mit den ursprünglichen Schablonen für den Operateur auf dem Bildschirm des Navigationssystems schwer zu erkennen. Aus diesem Grund wurden die Schablonen mit CorelDRAW 9.0 und CorelPHOTO-PAINT 9.0 (Corel Corporation, San Francisco, USA) vereinfacht und in Bezug auf das richtige Anlegen auf dem Röntgenbild optimiert.

Die Schablonen nach *Cazenave et al.* und *Klos et al.* basieren beide auf einem Kreis, der mit dem posterioren Kondylenrand des Femur in Übereinstimmung gebracht wird. Deshalb wurden diese zu einer neuen Schablone kombiniert, die beide Positionsangaben enthält (siehe Abb. 15 B/C).

Zur Ausrichtung der Schablone wurden Hilfslinien gezeichnet, um eine parallele Ausrichtung zur Blumensaat-Linie zu gewährleisten.

Abb. 15: Schablonen für die Bestimmung des femoralen Insertionspunktes



Die Schablonen nach Hertel et al. (A), Laboureaux/Cazenave et al. (B) und Klos et al. (C) werden anhand der Anatomie des seitlichen Röntgenbildes ausgerichtet. Die Lage des Insertionspunktes ist durch rote Punkte markiert: H = Hertel et al., L=Cazenave/Laboureaux et al., K= Klos et al. (nach [52, 60, 63]).

4.2 ENTWICKLUNG DES VERFAHRENS

4.2.1 Setup

Die Anordnung der für eine konventionelle Kreuzbandoperation verwendeten Geräte und der Ablauf der Operation dienten als Grundlage für die Entwicklung des Setup. Dazu wurden Kreuzbandoperationen mit einer Videokamera aufgenommen und durch die Auswertung die optimale Platzierung des Navigationssystems, der Infrarotkamera und die der dynamischen Referenzbasen festgelegt.

Diese Anordnung der Komponenten wurde mit einem Kniemodell der Firma *Sawbones®* (Pacific Research Laboratories, Vashon Island, WA, USA) überprüft. Dabei wurde vor allem auf die Platzierung der dynamischen Referenzbasen geachtet, so dass diese während der Bewegung des Beines und durch das Arbeiten mit Instrumenten nicht verdeckt werden.

Für die Befestigung der Referenzbasen sind durch den Hersteller jeweils zwei Kirschnerdrähte vorgesehen. Diese Befestigungsmethode hat in Modellversuchen zu Fehlern bei der Navigation durch Verdrehen der Referenzbasen geführt, weshalb eine Befestigung mit einer Schanzschraube gewählt wurde. Dadurch wird nur noch eine zusätzliche Inzision benötigt.

4.2.2 Ablauf der Navigation

Das handelsübliche, bildfreie Kreuzbandmodul der Firma PRAXIM *Medivision* mit der Software *KneeACL* Version 1.0 wurde am Kniemodell auf Praktikabilität getestet und mit dem neu entwickelten Bildwandler basierten (BV) Navigationsmodul verglichen. Die Modellversuche zur Präzisionsanalyse, zum Einfluss von Projektionsfehlern des Röntgenbildes und zu den Planungsfehlern wurden mit dem neu entwickelten BV-basierten System durchgeführt.

4.2.2.1 KNEE-ACL-MODUL

Präoperative Bildwandler-Aufnahme

Vor der Aufnahme wurde eine aus drei Metallkugeln bestehende Schablone seitlich am Kniegelenk befestigt, die dem System zum Angleichen der Größenunterschiede zwischen Röntgenbild und realer Größe des Knies diente.

Integration der Schablonen

Das BV-Bild wurde auf einer Diskette abgespeichert und auf einen Laptop-Computer zum bearbeiten kopiert. Dort wurde eine Schablone nach der Quadrantenmethode von *Hertel et al. [22]* integriert und das fertige Bild auf das Navigationssystem zurück übertragen.

Die mit den Schablonen versehenen Röntgenbilder wurden über das Planungsmodul in das Navigationssystem geladen und konnten intraoperativ aufgerufen werden.

Referenzbasen und Surface-Matching

Die zwei für die Navigation benötigten Referenzbasen wurden femoral und tibial, wie im *KneeACL* Modul vorgesehen, fixiert. Anschließend wurden die Instrumente kalibriert und es erfolgte das Surface-Matching mit dem Tasthaken. Die Achse von Femur und Tibia, die Kondylen, das Tibiaplateau, das Dach des Interkondylarraumes und die Tuberculae intercondylarae wurden digitalisiert.

Das mit der Schablone versehene Röntgenbild wurde als Hintergrund eingefügt und über Verschieben an das virtuelle Abbild angepasst.

Die Position des femoralen Bohrkanals nach der Quadrantenmethode wurde am Modell aufgesucht und markiert.

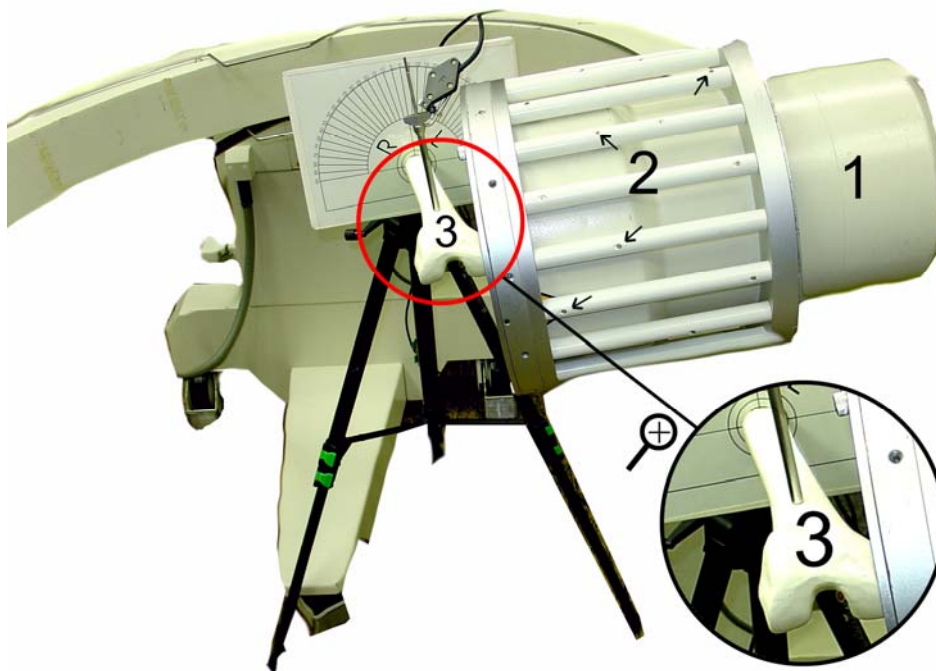
4.2.2.2 C-ARM MODUL "IM-NAILING"

Um die bildfreie Navigation mit der Bildwandler gestützten Navigation zu vergleichen, wurde das Modul IM-Nailing verwendet (C-Arm). IM-Nailing dient ursprünglich der computer-assistierten Naglung von Brüchen langer Röhrenknochen. Dieses Verfahren benötigt im Gegensatz zum standardmäßig verwendeten KneeACL-Modul kein Surface-Matching.

Präoperative Bildwandler-Aufnahmen

Bei dieser Methode werden mit dem referenzierten Bildverstärker (BV) ein streng seitliches und ein AP-Bild des Kniegelenkes angefertigt und die Bilddaten über eine Schnittstelle dem Navigationssystem übermittelt, das aus den Positionsdaten des BV ein Koordinatensystem berechnet (siehe Abb. 16).

Abb. 16: Anfertigen des streng seitlichen BV-Bildes



Das mit einer DRB versehene Modell (3) im seitlichen Strahlengang des referenzierten Bildwandlers. Der Bildwandler (1) ist mit einem Schild versehen (2), das mit Infrarot-LEDs (→) ausgestattet ist.

Bei der BV-basierten Navigation im IM-Nailing-Modul wurden die Insertionspunkte auf dem seitlichen Röntgenbild markiert und die Position der Punkte für die spätere Auswertung über das Snapshot-Modul des Systems gespeichert.

4.3 ANWENDUNG DES VERFAHRENS AM MODELL

4.3.1 Optimierung der radiologischen Darstellbarkeit der Femurmodelle

Es wurden zehn rechte Femurmodelle, Artikel-Nr. 2210, der Fa. *SYNBONES* (Malans, Schweiz) verwendet. Da die Modelle aus PVC bestehen, ist eine für die Navigation ausreichende radiologische Darstellbarkeit bei Aufnahmen mit dem Bildwandler nicht gewährleistet. Die Oberflächen der Femurmodelle wurden mit 500er Sandpapier aufgeraut mit zwei dünnen Schichten 99%igem Zinkspray der Firma *DUPLI-COLOR* versehen. Anschließend wurden die Modelle mit zwei dünnen Schichten *JAEGER-Kronen Isolierweiß* behandelt. Die nächste Schicht bildete eine zweifache Lackierung mit seidenglänzendem Lack, um eine feste Verbindung der Zinkpartikel mit dem Knochen und eine abriebfeste Oberfläche zu erreichen (siehe Abb. 17). Die Modelle wurden dann in zwei Ebenen auf ihre radiologische Darstellbarkeit mit einem Bildwandler der Firma *ZIEHM* (Instrumentarium Imaging, Nürnberg) geprüft und mit den Ausgangsbildern ohne Beschichtung verglichen.

Abb. 17: Beschichtung der Femurmodelle



Fertigungsreihe der Modelle : 1) Rohmodell, 2) Zinkbeschichtung, 3) Isolierweiß und 4) Deckschicht.

4.3.2 Präzisionsanalyse

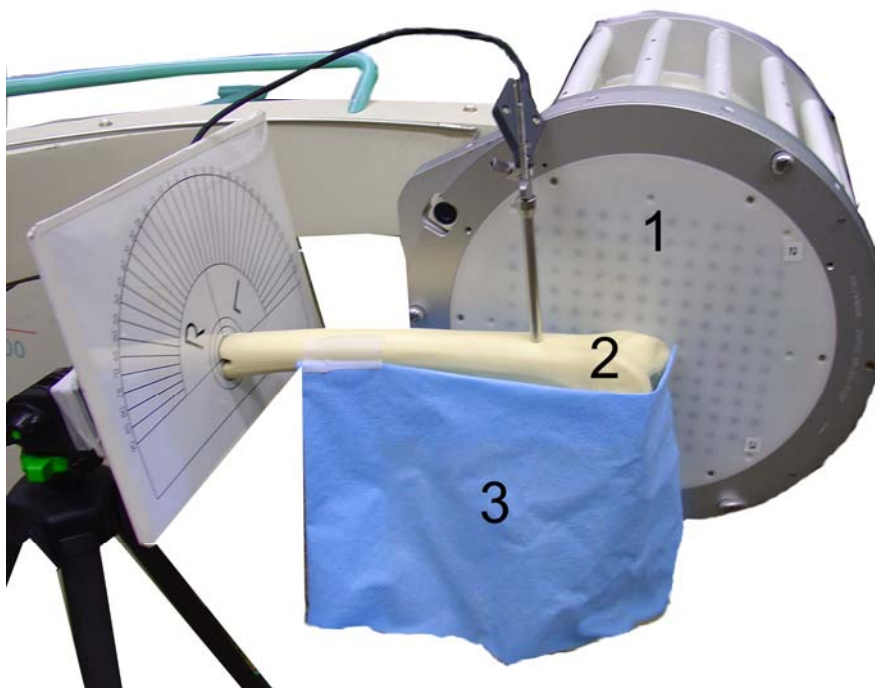
Die Präzision der Bildwandler gestützten Navigation wurde für die Insertionspunktbestimmung mit den Schablonen nach Hertel et al., Cazenave et al. und Klos et al. an jeweils 40 Femurmodellen bestimmt. Die mit einer DRB versehenen Femurmodelle wurden auf einem Stativ rotierbar befestigt. Die Femurkondylen wurden mit einem Tuch so abgedeckt, dass keine freie Sicht auf den Interkondylarraum möglich war.

Für die drei Methoden nach Hertel et al., Cazenave et al. und Klos et al. wurden jeweils 40 Messungen nach folgendem Schema durchgeführt:

Mit dem referenzierten Bildwandler (BV) wurde ein streng seitliches Röntgenbild angefertigt und in das Navigationsmodul C-ARM / IM-NAILING übertragen (siehe Abb. 18). Dort wurde der Insertionspunkt mit Hilfe der Schablone bestimmt und auf das digitale BV-Bild übertragen.

Mit dem referenzierten Tasthaken wurde der Insertionspunkt navigiert am Modell aufgesucht und mit einer kleinen Bleikugel markiert. Um ein vom ersten Bild unabhängiges Ergebnis zu erhalten, wurde das Femurmodell in eine neue Position gebracht und es wurde ein streng seitliches BV-Bild angefertigt. Das BV-Bild wurde für die spätere Auswertung gespeichert. Die Bleikugel wurde wieder entfernt und es erfolgte die nächste Messung.

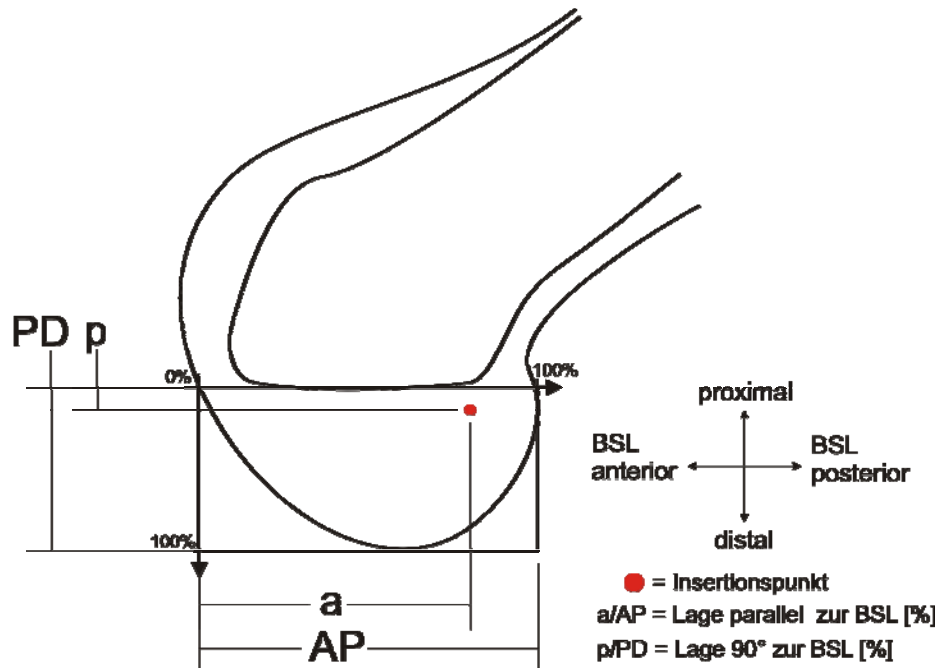
Abb. 18: Aufbau für die Präzisionsmessung



Mit dem referenzierten Bildwandler (1) wurden streng seitliche Bilder vom Femurmodell (2) angefertigt, dessen Interkondylarraum mit einem Tuch (3) verdeckt wurde.

Insgesamt wurden 120 BV-Bilder angefertigt und die Position der Bleigugel mit CorelDRAW ausgemessen (siehe Abb. 19). Dazu wurde die Lage der Bleikugel im BV-Bild prozentual in einem zweidimensionalen Koordinatensystem bestimmt, dessen Grenzen sich an der Anatomie orientierten. Die Lage in anterior-posteriorer Richtung (AP) wurde im Verhältnis einer Strecke entlang der Blumensaatlinie und in proximal-distaler Richtung (PD) entlang einer Strecke im 90°-Winkel dazu angegeben (siehe Abb. 19).

Abb. 19: Lagebestimmung des Insertionspunktes im seitlichen Röntgenbild



Schematische Darstellung eines streng seitlichen Femur-Röntgenbildes. Die Lage des mit der Bleikugel markierten Insertionspunktes wird im Verhältnis a/AP und p/PD im Koordinatensystem angegeben. AP = Strecke in anterior-posteriorer Richtung, PD = Strecke in proximal-distaler Richtung.

Die, durch die drei Schablonen vorgegebenen, Sollwerte für die Lage der Insertionspunkte (siehe Tab. 1) wurden mit den durch die Navigation bestimmten Lagen am Modell statistisch verglichen. Zusätzlich wurden die Präzisionen der Methoden nach Hertel et al., Cazenave et al. und Klos et al. untereinander verglichen.

Tab. 1: Durch die Navigationsschablonen vorgegebene Sollwerte

Schablone	Sollwert proximal-distale Richtung (PD)	Sollwert anterior-posteriore Richtung (AP)
Hertel et al.	25 %	75 %
Klos et al.	12 %[*]	66 %
Cazenave et al.	12 %[*]	57 %

[*] = Die Autoren geben keinen Wert für die PD-Richtung an, als Vorgabe wurde die in den Schablonen vorhandene Basislinie (12 % PD) gewählt. Für die Richtungsangaben AP und PD siehe Abb. 19.

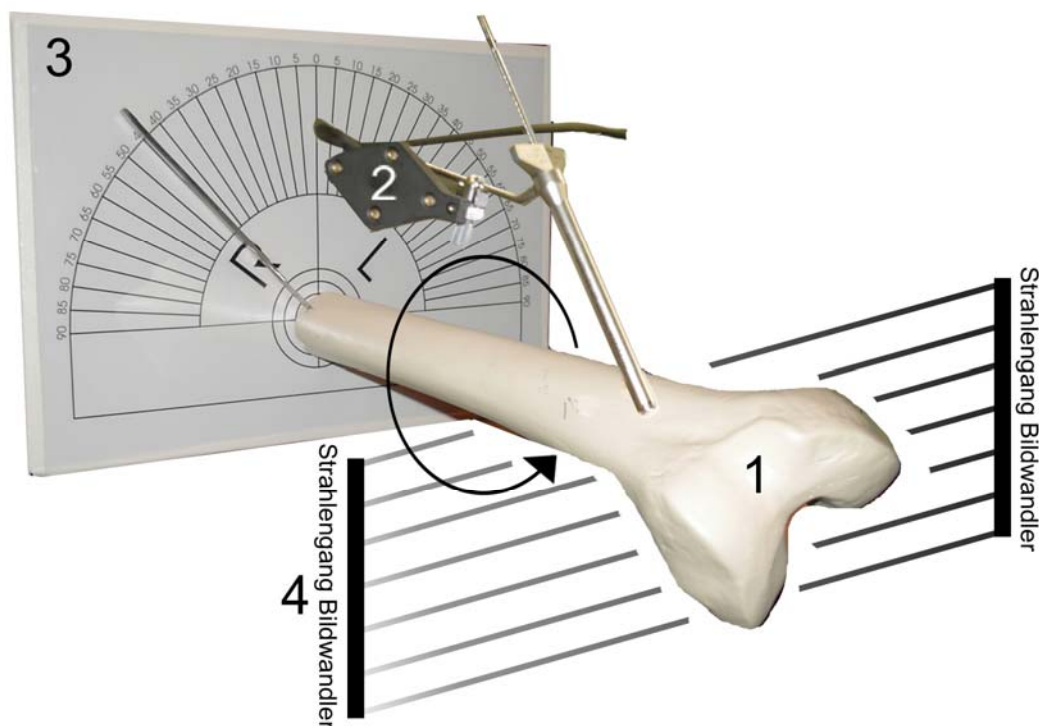
4.3.3 Abhängigkeit vom Projektionswinkel des BV-Bildes

Eine weitere Voraussetzung für die präzise Navigation im zweidimensionalen Röntgenbild sind streng seitliche Aufnahmen mit dem Bildwandler. Dabei müssen die Ränder der Femurkondylen im seitlichen Strahlengang genau übereinander projiziert werden. Rotationen des Femurs in der Längsachse und der Querachse führen zu Fehlern bei der Bestimmung der Insertionspunkte.

Fehler bei Längs-Rotation

Um die Abweichung der Insertionspunkte in Abhängigkeit vom Grad des Rotationsfehlers um die Längsachse darzustellen, wurde ein Femurmodell mit einem durch diese Achse gehenden Stab versehen. Das Modell wurde dann so auf einer an einem Stativ befestigten Maßskala befestigt, dass Außen- und Innenrotationen möglich waren und der Rotationswinkel auf der Skala angezeigt wurde. Dabei wurde die Skala bei der Position, bei der beide Kondylen genau übereinander projiziert werden auf 0° geeicht (siehe Abb. 20).

Abb. 20: Messeinrichtung zur Bestimmung des Fehlers bei Längs-Rotation



Ein um die Längsachse rotierendes Femurmodell (1) wurde mit einem DRB-Schild mit Infrarotdioden (2) versehen und auf einer Messskala (3) in einem Bildwandlerfeld (4) montiert. Drehung nach links = Innenrotation, Drehung nach rechts = Außenrotation.

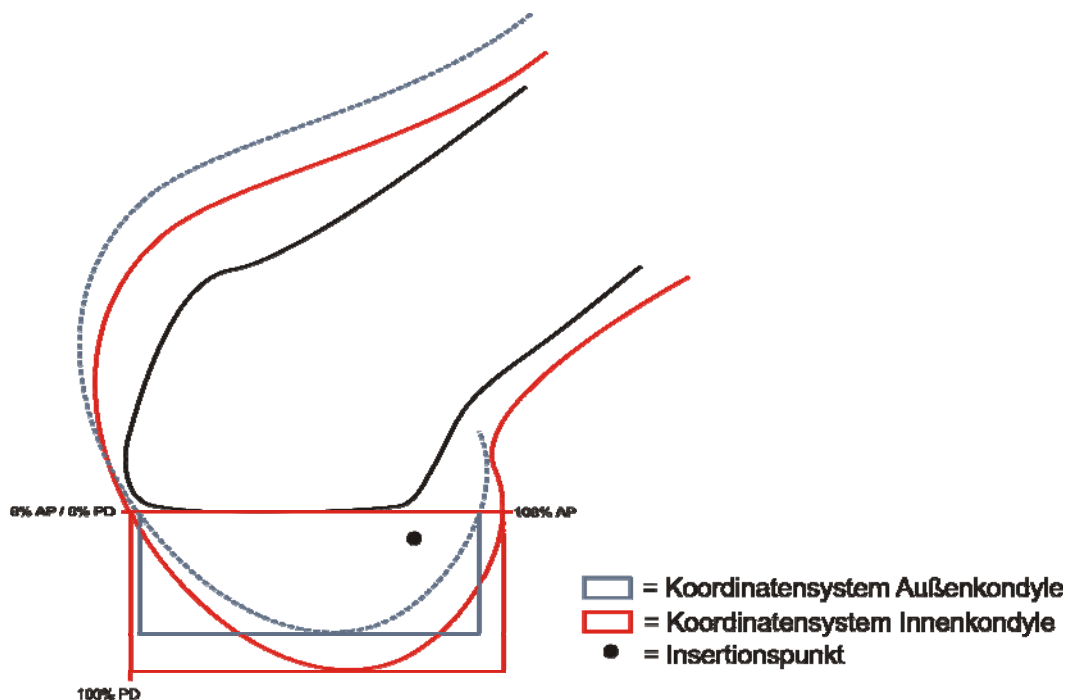
Von der 0°-Ausgangsposition sind Außen- und Innenrotation von jeweils 90° möglich. Die Skala ist in beide Rotationsrichtungen bis 20° in 2°-Abständen und von 20° bis 90° in 5°-Abständen unterteilt.

Mit dem referenzierten Bildwandler wurden streng seitliche Röntgenbilder angefertigt und ins IM-Nailing Modul des Navigationssystems übertragen. Mit den drei Methoden zur Insertionspunktbestimmung nach Hertel et al., Cazenave et al. und Klos et al. wurde für jeweils ein Modell der Insertionspunkt im Navigationsmodul bestimmt, mit dem navigierten Tasthaken am Modell aufgesucht und markiert. An dieser Stelle wurde eine kleine Bleikugel (Durchmesser 1,0 mm) mit Heißkleber befestigt.

Von den drei Modellen wurden Aufnahmen mit dem referenzierten Bildwandler in der 0° Position (streng seitliches Röntgenbild) angefertigt. Für die Innen- und Außenrotation erfolgten Bilder in 2°-Schritten für 0°-20° Rotation und in 5°-Schritten von 20° bis 60°-Rotation. Die BV-Bilder wurden gespeichert und die Positionen der Bleikugeln mit CorelDRAW ausgemessen (Prinzip siehe Abb. 19).

Nur beim streng seitlichen Röntgenbild mit 0°-Rotation werden beide Kondylen genau übereinander projiziert. Durch die Rotation in Längsrichtung überlappen sich die Kondylen nur noch teilweise. Die Lagebestimmung des Insertionspunktes ist mit der oben genannten Methode dann nicht mehr eindeutig durchführbar. Die Lage der Bleikugeln wurde mit zwei Koordinatensystemen in Bezug zu den einzelnen Kondylen bestimmt. Mit dem Koordinatensystem A wurde die Lage der Bleikugeln im Verhältnis zur Innenkondyle und B im Verhältnis zur Außenkondyle bestimmt (siehe Abb. 21).

Abb. 21: Lagebestimmung des Insertionspunktes bei Längs-Rotation

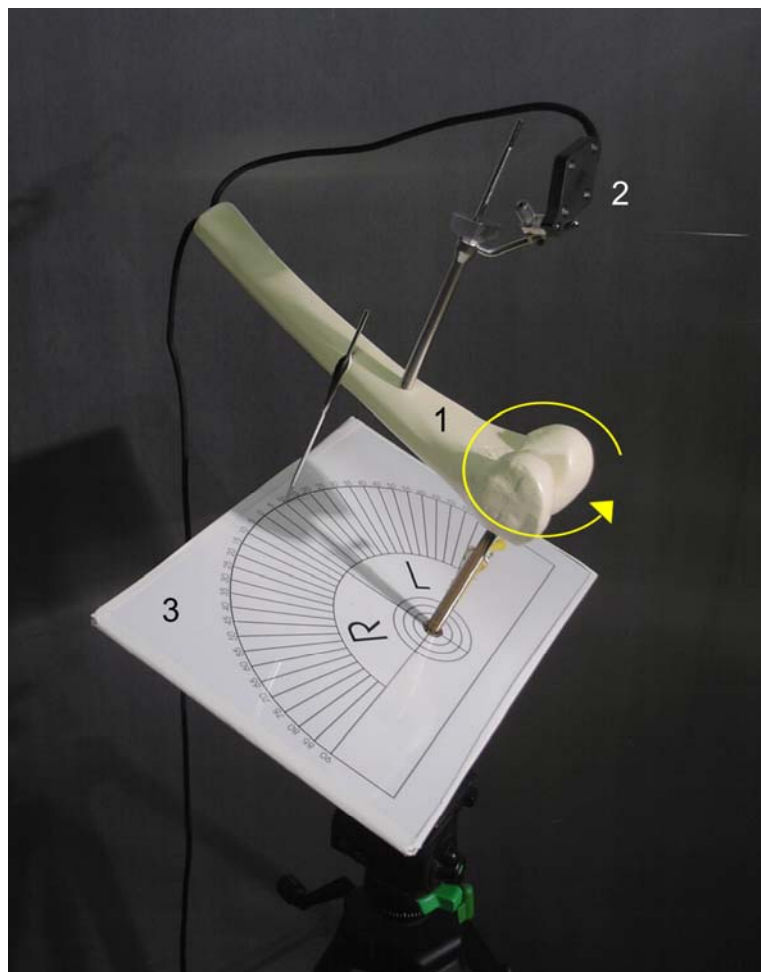


Schematische Darstellung eines seitlichen Femur-Röntgenbildes bei Innenrotation. Zur Lagebestimmung werden zwei verschiedene Koordinatensysteme verwendet (Außenkondyle = blau, Innenkondyle = rot).

Fehler bei Quer-Rotation

Ein Femurmodell wurde mit einem Kohlefaserstab so auf einem Stativ befestigt, dass Rotationen in der Frontalebene möglich waren. Der Winkel der Rotation wurde auf einer Skala angezeigt, die bis 20° in 2° -Schritte und von 20° bis 60° in 5° -Schritte unterteilt war. Die Ausgangsstellung bildete das streng seitliche Röntgenbild, anhand dessen die Skala auf 0° geeicht wurde (siehe Abb. 22).

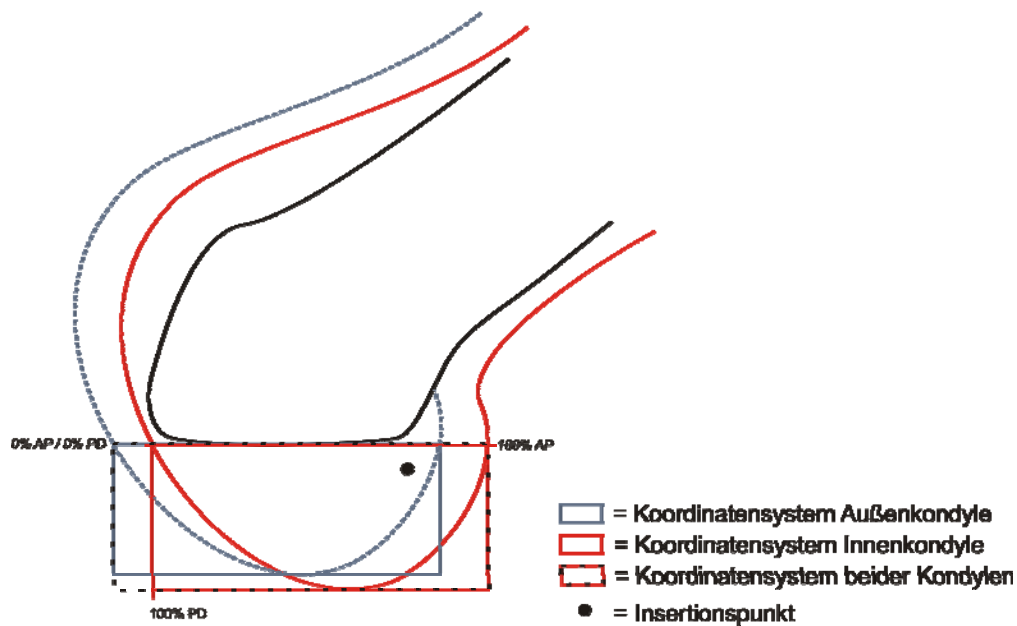
Abb. 22: Messeinrichtung zur Bestimmung des Fehlers bei Quer-Rotation



Das mit einer DRB (2) versehene Femurmodell (1) rotiert um die Querachse und der Grad der Rotation wird auf einer Skala (3) angezeigt.

Es wurde die gleiche Methodik wie bei der Bestimmung des Fehlers bei Längs-Rotation angewandt. Für die Rotation nach innen und außen erfolgten BV-Bilder in 2° -Schritten für 0° - 20° und in 5° -Schritten von 20° bis 60° -Rotation. Die Bilder wurden wie bei der Längs-Rotation mit CorelDRAW ausgewertet. Durch die Rotation in der Frontalebene werden die Kondylen nicht mehr genau übereinander projiziert und es entstehen drei Möglichkeiten, die Lage der Bleikugel zu bestimmen (siehe Abb. 23).

Abb. 23: Lagebestimmung des Insertionspunktes bei Quer-Rotation



Schematische Darstellung eines Röntgenbildes bei Quer-Rotation. Zur Lagebestimmung werden drei verschiedene Koordinatensysteme verwendet (Außenkondyle = blau, Innenkondyle = rot, beide Kondylen = blau/rot).

Für die Methoden nach Hertel et al., Cazenave et al. und Klos et al. wurden die prozentualen Abweichungen der projizierten Insertionspunkte zwischen der Ausgangslage (0°-Rotation) und verschiedenen Graden der Rotation um die Längs- und Querachse bestimmt und statistisch untereinander verglichen.

4.3.4 Abweichung bei Planungsungenauigkeit

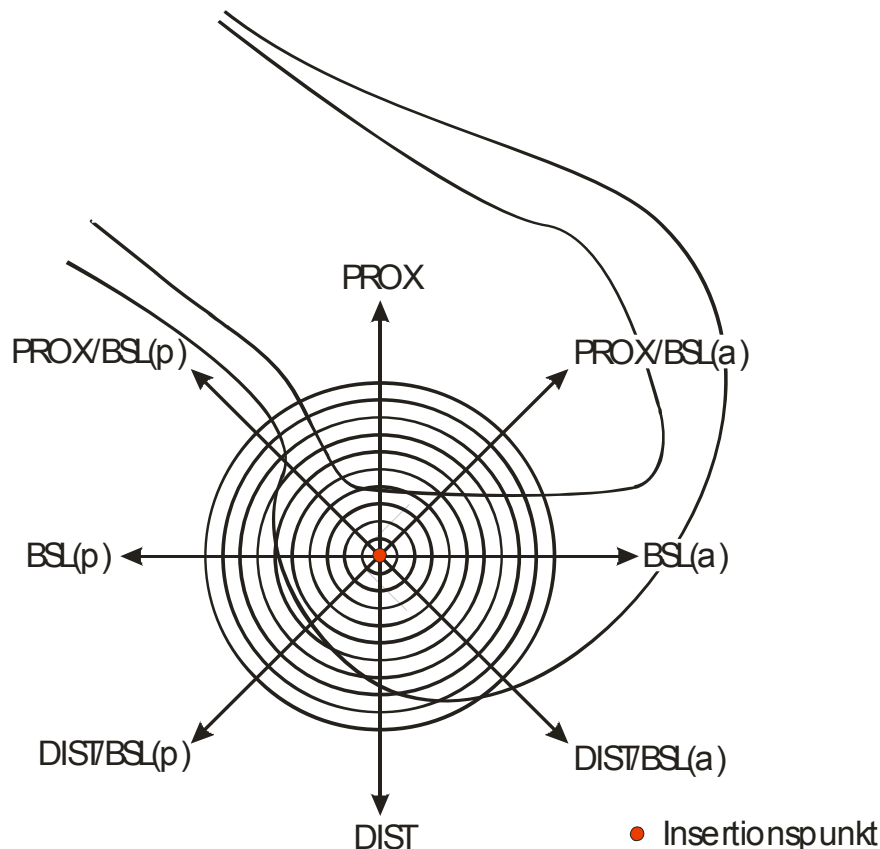
Voraussetzung für die präzise Navigation der Insertionspunkte ist eine genaue Planung anhand der geometrisch ermittelten Schablonen. Da die Femur-Notch eine komplexe dreidimensionale Oberfläche mit unterschiedlichen Steilheitsgraden hat, die Navigation aber anhand der zweidimensionalen Röntgenbilder geschieht, bedeutet ein Abweichen vom idealen Insertionspunkt einen je nach Richtung der Abweichung mehr oder weniger großen Fehler.

Ziel war es zu bestimmen, wie die Abhängigkeit zwischen unpräziser Planung am Navigationsbildschirm und Lage der navigierten Insertionspunkte ist.

Um das Ausmaß der Abweichung vom idealen Insertionspunkt in verschiedene Richtungen zu bestimmen, wurde eine Schablone entwickelt, die aus 10 konzentrischen Kreisen (10% bis 100% des Kondylendurchmessers) um einen Mittelpunkt und vier durch diesen Punkt ziehenden Geraden besteht. Die Geraden sind im Winkel von 45° zueinander angeordnet. Das dadurch entstehende Koordinatensystem erlaubt eine Richtungsangabe der Abweichung in acht Richtungen vom Idealpunkt. Die vier Hauptrichtungen wurden mit PROX

(proximal), DIST (distal), BSL(a) und BSL(p) (Abweichungen Entlang der Blumensaatlinie nach anterior bzw. posterior) bezeichnet. Ähnlich wie bei einem Kompass wurden die zwischen diesen Geraden liegenden Richtungen nach den beiden eingrenzenden Hauptkoordinaten benannt: PROX/BSL(a), DIST/BSL(a), DIST/BSL(p) und PROX/BSL(p) (siehe Abb. 24).

Abb. 24: Richtungsangabe der Abweichung bei Planungsungenauigkeit



Schematische Darstellung eines seitlichen Röntgenbildes des distalen Femurs mit Koordinatensystem zur Richtungsangabe der Abweichung bei Planungsungenauigkeit. Die vier Hauptrichtungen sind PROX (proximal), DIST (distal), BSL(a) und BSL(p) (Abweichungen in Richtung der Blumensaatlinie nach anterior bzw. posterior). Die vier Nebenrichtungen sind PROX/BSL(a), DIST/BSL(a), DIST/BSL(p) und PROX/BSL(p). Der Kreismittelpunkt ist deckungsgleich mit dem zuvor bestimmten Insertionspunkt. Die Schablone besteht aus 10 Kreisen, wobei der äußerste Kreisdurchmesser dem Kondylendurchmesser entspricht.

An den Femurmodellen wurde eine Referenzbasis mit einer Schanzschraube befestigt und es wurden streng seitliche Aufnahmen mit dem referenzierten Bildwandler angefertigt. Die BV-Bilder wurden in das Modul IM-Nailing des Navigationssystems übertragen und der Insertionspunkt wurde mit Hilfe der Schablonen nach *Hertel et al.* [52], *Cazenave et al.* [60] und *Klos et al.* [63] bestimmt. Für die drei Methoden wurde jeweils ein Modell verwendet. Der Insertionspunkt wurde am Modell mit dem navigierten Tasthaken aufgesucht und mit einem dünnen Stift markiert. Die Schablone mit den konzentrischen Kreisen wurde im Navigationsmodul so mit dem seitlichen Röntgenbild abgeglichen, dass der 100% Ring der

Kreisschablone dem Durchmesser der Femurkondylen entsprach. Dann wurde im System der Mittelpunkt der Kreisschablone mit dem zuvor bestimmten Insertionspunkt zur Deckung gebracht (siehe Abb. 24).

Die 10 Kreise und 8 Richtungsgeraden der Kreisschablone (siehe Abb. 24) wurden am Bildschirm nachgefahren, die entsprechenden Orte am Modell mit dem navigierten Tasthaken aufgesucht und mit einem dünnen Stift markiert. Durch dieses Verfahren wurde die zweidimensionale Kreisschablone mit Hilfe des Navigationssystems auf die dreidimensionale Oberfläche der Modellknochen projiziert.

Zur Auswertung wurden die Abstände der Schnittpunkte der Kreise mit den Richtungsgeraden vom Insertionspunkt entlang der Modelloberfläche gemessen und mit den konstanten Abständen auf dem zweidimensionalen Navigationsbild verglichen. Es wurden standardisierte Fotoaufnahmen der Femur-Notch angefertigt.

4.4 ERSTE ANWENDUNG DES VERFAHRENS AM PATIENTEN

4.4.1 Patientenkollektiv

Um die Praktikabilität der Methode im klinischen Alltag zu prüfen, wurden in der Unfall- und Wiederherstellungschirurgie der Charité - Campus Virchow Klinikum - 5 Patienten im Alter von 19 bis 51 Jahren (1 Frau und 4 Männer, Durchschnittsalter 32,4 Jahre) mit dem am Modell entwickelten Verfahren computer-assistiert operiert. Die Auswahl der Patienten erfolgte durch den Chirurgen. Ausschlusskriterien waren zusätzliche Eingriffe am Kniegelenk. Einschlusskriterien waren ein isolierter Riss des VKB und keine schweren Grunderkrankungen.

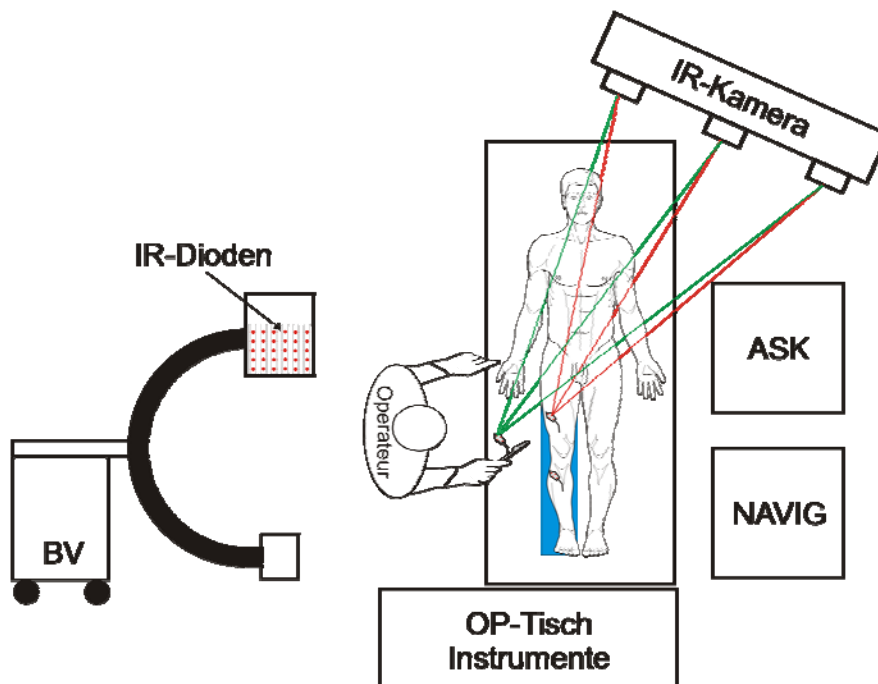
4.4.2 Aufklärung der Patienten / Einwilligung

Die Patienten wurden durch den Operateur anhand eines Informationsblattes zur Studie über die Vor- und Nachteile zur computer-assistierten VKB-Operation als zusätzliche Orientierungsmöglichkeit aufgeklärt und haben bei Zusage eine Einwilligung unterschrieben.

4.4.3 Klinisches Setup

Die Ergebnisse von der Entwicklung des Verfahrens am Modell wurden auf das klinische Setup angewendet und die Komponenten des Navigationssystems wie auf Abb. 25 angeordnet.

Abb. 25: Klinisches Setup



Das Navigationssystem (NAVIG) befindet sich neben dem Arthroskopieturm (ASK), die Infrarotkamera auf der Kopfseite des Patienten. Beispielhafte Darstellung der Ortung einer Instrumenten-IR-LED (grün) und einer femoralen IR-LED (rot).

4.4.4 Ablauf der navigierten VKB - Operation

Lagerung der Patienten

Die Patienten wurden auf dem Rücken liegend operiert. An den hüftnahen Oberschenkel wurde eine breite aufblasbare Blutdruckmanschette angelegt. Nach dem Auswickeln des Beines wurde diese Blutdruckmanschette als Blutsperre geschlossen.

Platzierung der Referenzdioden

Die Referenzdioden (DRB) wurden mit einer Schanzschraube an Femur und Tibia befestigt. Die femorale DRB benötigte eine ca. 0,5 cm lange Inzision über dem medialen Epicondylus. Dieser Ort wurde gewählt, da hier bei gebeugtem Knie keine Nerven, Gefäße oder sensible Kapselstrukturen verletzt werden. Die DRB wurde so ausgerichtet, dass die Infrarotdioden bei jedem Beugungsgrad von der Kamera erkannt wurden. Die tibiale DRB wurde am Ort der Entnahmestelle der Semitendinosus-Sehne mit einer Schanzschraube befestigt. Hierbei musste die DRB so ausgerichtet werden, dass sie nicht mit den Arthroskopieinstrumenten interferiert.

Kalibrierung der Instrumente

Alle für die Navigation benötigten Instrumente und die beiden DRBs wurden über die Stroberbox mit dem Navigationssystem verbunden. Die Instrumente wurden nacheinander in eine Mulde am virtuellen Keyboard gehalten und kalibriert. Das Navigationssystem zeigte die Abweichung der Instrumentenachse zur letzten Kalibrierung in mm an und gab bei einer zu großen Differenz einen Warnhinweis aus.

Anfertigen der BV-Bilder und Übernahme in das Navigationssystem

Mit dem kalibrierten Bildwandler wurden ein streng seitliches und ein AP-Bild des Kniegelenkes angefertigt. Die Infrarotkamera musste bei Anfertigung des BV-Bildes die femorale und tibiale DRB und die Infrarotdioden des Bildwandlers orten können. Beide Bilder wurden in das Navigationssystem übertragen.

Markieren der femoralen Bohrkanalpositionen im BV-Bild

Über das streng seitliche BV-Bild wurden die Schablonen nach Hertel et al., Cazenave et al. und Klos et al. als Overlay gelegt und die drei Bohrkanalpositionen markiert.

Aufsuchen der femoralen Bohrkanalpositionen mit dem Tasthaken

Die Positionen der referenzierten Instrumente wurden auf dem Navigationsbildschirm im Verhältnis zum seitlichen BV-Bild und zu den geplanten Insertionspunkten angezeigt. Der Operateur konnte jetzt mit dem Tasthaken die Positionen der geplanten Insertionspunkte arthroskopisch aufsuchen und zusammen mit der eigenen Erfahrung und anatomischen Bestimmung des Insertionspunktes den Ort für die Anlage des Bohrkanals wählen.

Anlage des femoralen Bohrkanals

Der femorale Bohrkanal wurde unter Berücksichtigung der Anatomie navigiert angelegt. Durch Variation des Bohrkanalwinkels konnte vor dem Bohren die spätere Lage des Tunnels im Verhältnis zur Anatomie angezeigt werden. Die Anlage des Kanals wurde auf dem Bildschirm in Echtzeit wiedergegeben

Anlage des tibialen Bohrkanals

Das tibiale Zielgerät ist mit zwei DRBs ausgestattet und ermöglicht somit eine Planung des Tunnels. Auf dem Navigationsbildschirm wurde eine verlängerte Achse des Bohrers angezeigt, wodurch die spätere Lage des Tunnels in Beziehung zur Anatomie dargestellt wurde.

4.5 STATISTIK

4.5.1 Software

Die Statistische Auswertung erfolgte mit SPSS Version 11.5 (SPSS Inc., Chicago, USA) und Microsoft EXCEL Version 2003.

4.5.2 Präzisionsanalyse

Vergleich der Abweichungen vom Sollwert

Die Variablen (Messwerte) sind nicht normalverteilt und die Gruppen sind voneinander unabhängig. Deshalb wurde ein parameterfreier Test, der Kruskal-Wallis-Test, zur Prüfung der Signifikanz mehrerer unabhängiger Stichproben hinsichtlich ihrer zentralen Tendenz verwendet. Für die statistische Auswertung wurden die Absolutwerte der Messwerte gebildet. Die Nullhypothese der Gleichheit der Variablenwerte in den Gruppen wird verworfen, wenn sich wenigstens zwei Stichproben in den Medianen unterscheiden. Die Abweichungen werden nach ihren mittleren Rängen sortiert, so dass eine Rangfolge entsteht.

Beim Vorliegen von Signifikanz im Kruskal-Wallis-Test wurde die Schablone mit der geringsten Abweichung gewählt und es wurden Paarvergleiche zwischen dieser und den übrigen Schablonen mit dem Mann-Whitney-U-Test durchgeführt. Als statistisch signifikant wurde ein p-Wert $< 0,05 = \alpha$ angenommen.

Vergleich der Streuungen

Zum Vergleich der Streuungen wurde der Levene-Test der Varianzgleichheit verwendet (Levene 1960). Der Test geht von der Nullhypothese aus, dass beide Varianzen gleich sind.

Für alle Tests wurde als statistisch signifikant ein p-Wert $< 0,05$ angenommen.

Deskriptive Statistik

Die Ergebnisse der drei Methoden wurden zusätzlich deskriptiv unter Angabe von Minimum, Maximum, Median, Spannweite, Varianz, unterem (Q_u) und oberem (Q_o) Quartil beschrieben.

4.5.3 Abhängigkeit vom Projektionswinkel des BV-Bildes

Aus den Ergebnissen der Präzisionsanalyse wurde der Normbereich für den maximal zulässigen Fehler definiert. Zugelassen wurden alle Werte, die im 2-fachen σ -Bereich um den Mittelwert des Ergebnisses der Präzisionsmessung für die präziseste Schablone lagen. Der letzte noch im Normbereich liegende Wert bestimmte die maximal in diese Richtung zulässige Drehung.

4.5.4 Abweichung bei Planungsungenauigkeit

Um die Abweichung in die verschiedenen Richtungen für den jeweiligen Kreispunkt zu erhalten, wurden die Differenzen vom Sollwert bestimmt und statistisch verglichen. Die Variablen in jede Richtung sind nicht normalverteilt und die Richtungen voneinander unabhängig. Deshalb wurde der Kruskal-Wallis-Test gewählt. Beim Vorliegen von Signifikanz im Kruskal-Wallis-Test wurde die Richtung mit der geringsten Abweichung gewählt und es wurden Paarvergleiche mit dem Mann-Whitney-U-Test durchgeführt (Prinzip siehe 4.5.2). Es wurden nur die anatomisch sinnvollen Richtungen verglichen, für die ausreichend Werte vorhanden waren. Als statistisch signifikant wurde ein p -Wert $< 0,05 = \alpha$ angenommen. Es erfolgte eine α -Adjustierung nach Bonferroni-Holm mit $\alpha^* = [\alpha] / [\text{Anzahl der Paarvergleiche}]$.

Da für die Klinik der Bereich geringer Insertionspunktabweichungen vom Sollwert wichtiger ist, als die Abweichungen in der Peripherie, wurden in einem zweiten statistischen Vergleich nur die Abweichungen im Bereich der inneren 5 Ringe verglichen.

5 ERGEBNISSE

5.1 ENTWICKLUNG DES VERFAHRENS

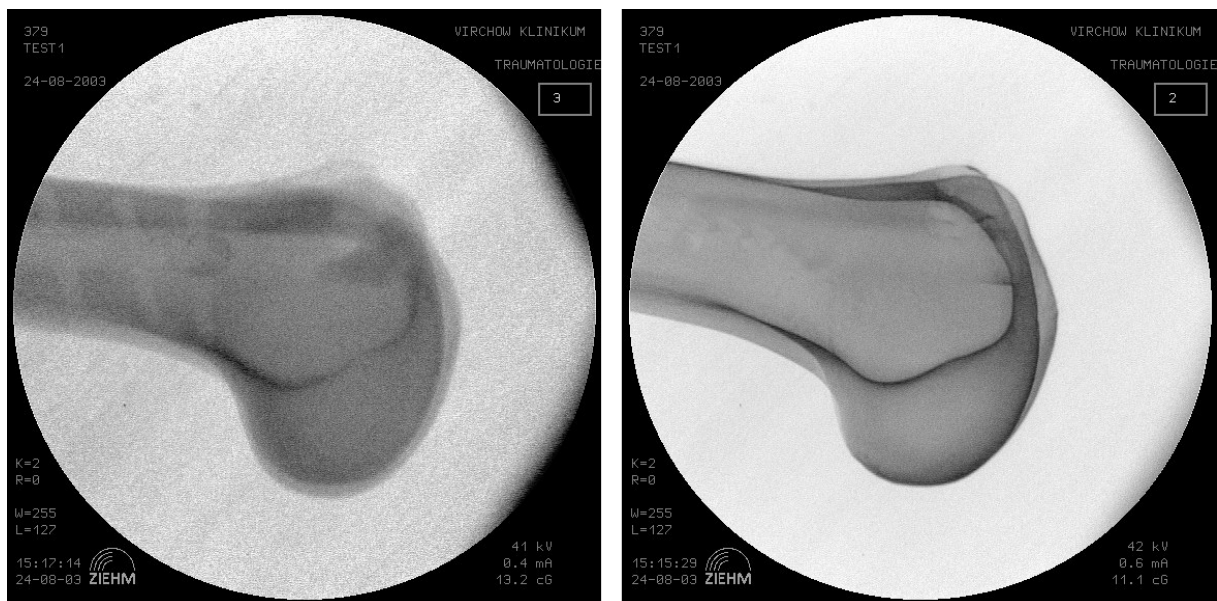
Die Versuche am Modell haben ergeben, dass die Navigation mit dem handelsüblichen, vorhandenen KneeACL-Modul nicht praktikabel ist. Das Surface-Matching-Verfahren nahm viel Zeit in Anspruch und war nur bedingt durchführbar, da nicht alle benötigten Oberflächenpunkte abtastbar waren. Außerdem bestand eine Fehlermöglichkeit durch das manuelle Abgleichen zwischen BV-Bild und virtuellem Bild. Aus diesem Grund wurde das Bildwandler gestützte Modul gewählt und an den Modellen und am Patienten angewendet.

5.2 ANWENDUNG DES VERFAHRENS AM MODELL

5.2.1 Verbesserung der radiologischen Darstellbarkeit

Durch das Beschichtungsverfahren konnte eine deutliche Verbesserung der radiologischen Darstellbarkeit erreicht werden. Erst durch diese Beschichtung konnte eine für die Navigation am Kunstknochen geeignete Bildqualität erreicht werden. Dabei hat sich gezeigt, dass eine zweifache, dünne Beschichtung mit Zinkspray die besten Ergebnisse liefert (siehe Abb. 26).

Abb. 26: Vergleich der BV-Bilder von Femurmodellen mit und ohne Beschichtung



Das BV-Bild vom Modell mit zweifacher Zinkbeschichtung (rechts) lässt deutlich mehr Details erkennen als das Femurmodell ohne Beschichtung (links).

Beide Bilder wurden im Automatikmodus des Bildwandlers aufgenommen. Durch die Beschichtung wurden die Ränder der Kunstknochen schärfer gegen die Umgebung abgegrenzt, so dass die im Folgenden verwendeten Positionierungsschablonen angewendet werden konnten.

5.2.2 Präzisionsanalyse

5.2.2.1 LAGE DER NAVIGIERTEN INSERTIONSPUNKTE

Schablone nach Hertel et al.

Die mediane Lage in proximal-distaler (PD) - Richtung lag bei 24,9 % [$Q_u = 23,6$ / $Q_o = 25,7$] und in anterior-posteriorer (AP) - Richtung bei 74,6 % [$Q_u = 74,1$ / $Q_o = 75,2$] bei einem vorgegebenen Sollwert von 25,0 % bzw. 75,0 % (siehe auch Tab. 1 auf Seite 37).

Das Minimum in PD-Richtung lag bei 20,8 % und in AP-Richtung bei 71,5 %. Das Maximum in PD-Richtung war 29,7 % und in AP-Richtung 77,3 %.

Die Ergebnisse sind in Abb. 27 und Abb. 28 graphisch dargestellt.

Abb. 27: Lage der Insertionspunkte: Schablone nach HERTEL et al. in PD-Richtung

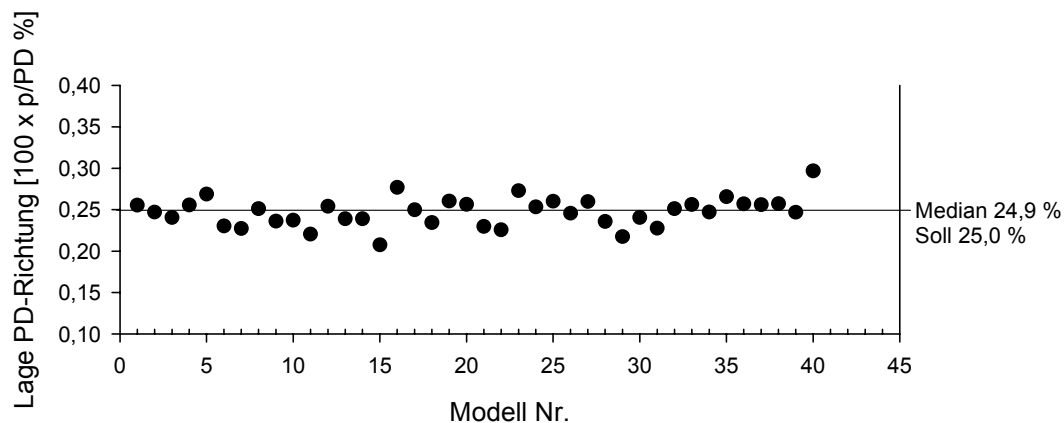
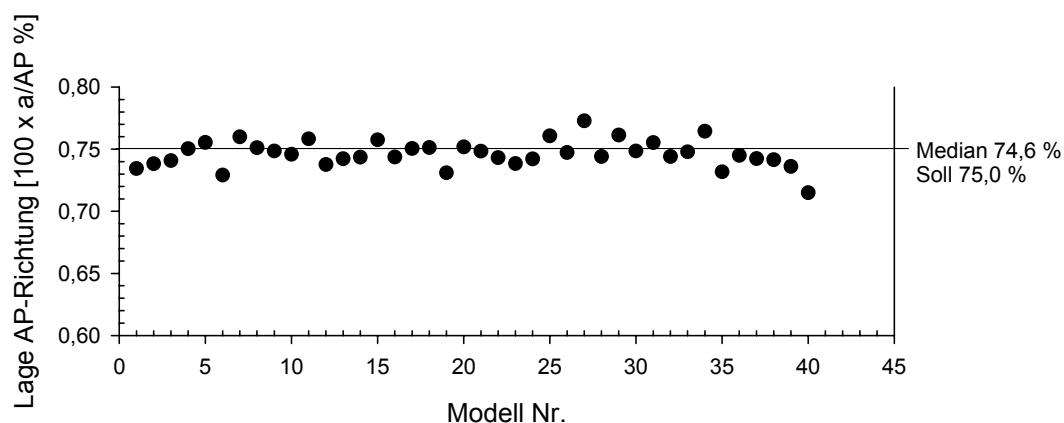


Abb. 28: Lage der Insertionspunkte: Schablone nach HERTEL et al. in AP-Richtung



Auf den x-Achsen sind die 40 Modelle aufgetragen. Auf den y-Achsen die prozentualen Lagen der Insertionspunkte in anterior-posteriorer (AP) bzw. proximal-distaler (PD) Richtung. Die mediane Lage der 40 Insertionspunkte ist durch einen Querstrich markiert.

Schablone nach Klos et al.

Die mediane Lage in proximal-distaler (PD) -Richtung lag bei 10,3 % [$Q_u = 9,60$ / $Q_o = 11,7$] und in anterior-posteriorer (AP) -Richtung bei 66,1 % [$Q_u = 64,9$ / $Q_o = 67,5$] bei einem vorgegebenen Sollwert von 12,0 % bzw. 66,0 % (siehe auch Tab. 1 auf Seite 37).

Das Minimum in PD-Richtung lag bei 8,3 % und in AP-Richtung bei 61,6 %. Das Maximum in PD-Richtung war 16,9 % und in AP-Richtung 69,0 %.

Die Ergebnisse sind in Abb. 29 und Abb. 30 graphisch dargestellt.

Abb. 29: Lage der Insertionspunkte: Schablone nach KLOS et al. in PD-Richtung

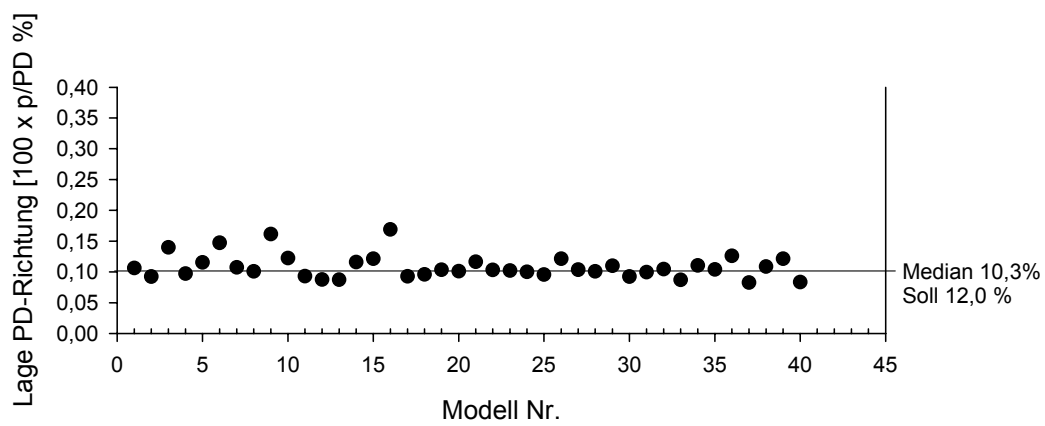
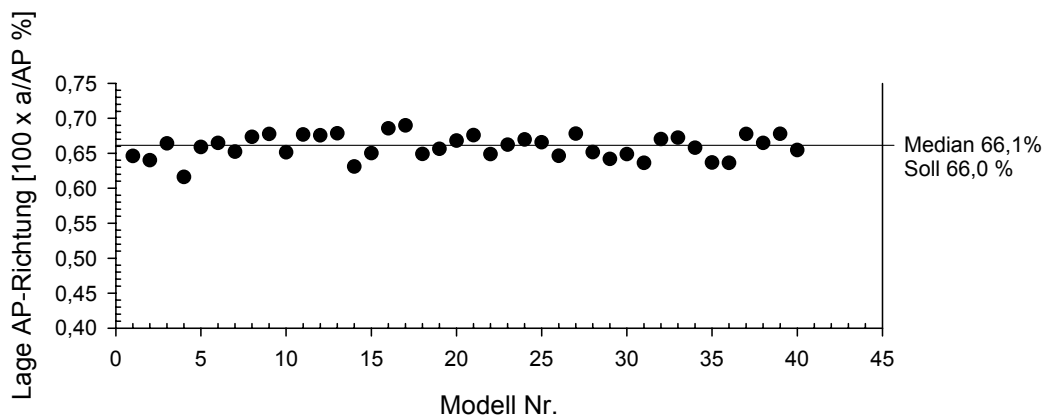


Abb. 30: Lage der Insertionspunkte: Schablone nach KLOS et al. in AP-Richtung



Auf den x-Achsen sind die 40 Modelle aufgetragen. Auf den y-Achsen die prozentualen Lagen der Insertionspunkte in anterior-posteriorer (AP) bzw. proximal-distaler (PD) Richtung. Die mediane Lage der 40 Insertionspunkte ist durch einen Querstrich markiert.

Schablone nach Cazenave et al.

Die mediane Lage in proximal-distaler (PD) -Richtung war bei 12,9 % [$Q_u = 11,6$ / $Q_o = 14,2$] und in anterior-posteriorer (AP) -Richtung bei 58,3 % [$Q_u = 56,5$ / $Q_o = 59,3$] bei einem vorgegebenen Sollwert von 12,0 % bzw. 57,0 % (siehe auch Tab. 1 auf Seite 37).

Das Minimum in PD-Richtung lag bei 9,4 % und in AP-Richtung bei 52,6 %. Das Maximum in PD-Richtung war 15,8 % und in AP-Richtung 61,6 %.

Die Ergebnisse sind in Abb. 31 und Abb. 32 graphisch dargestellt.

Abb. 31: Lage der Insertionspunkte: Schablone nach CAZENAVE et al. in PD-Richtung

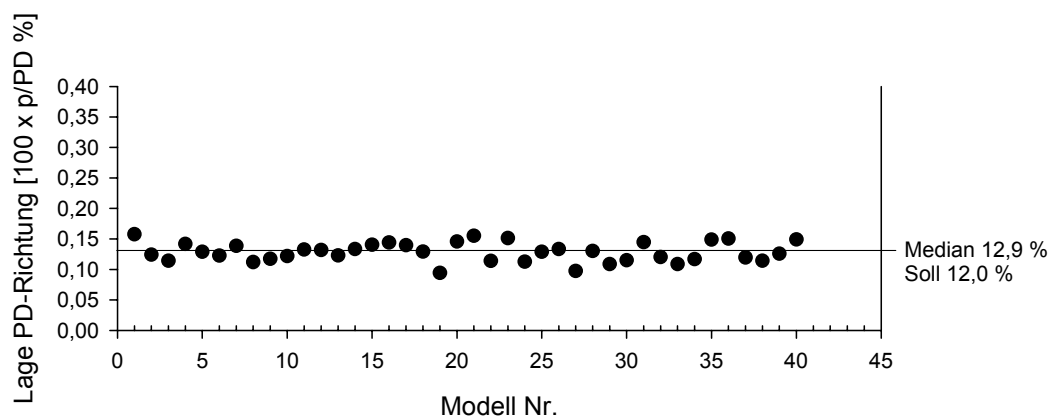
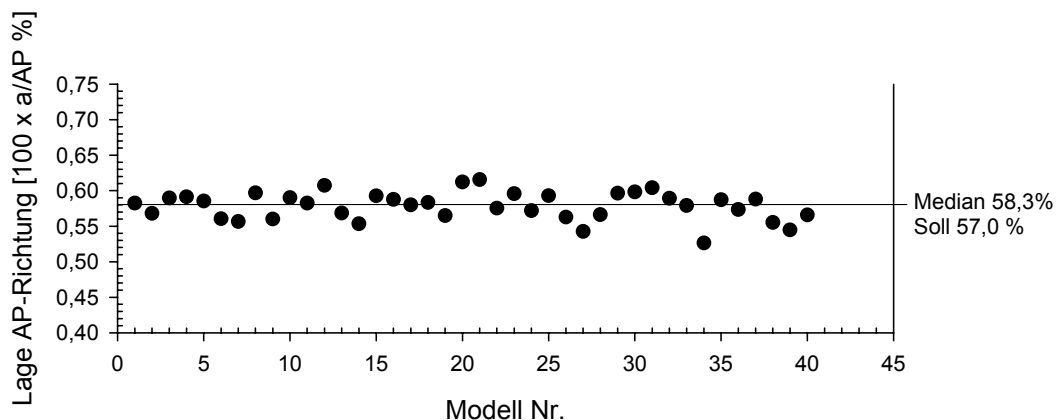


Abb. 32: Lage der Insertionspunkte: Schablone nach CAZENAVE et al. in AP-Richtung



Auf den x-Achsen sind die 40 Modelle aufgetragen. Auf den y-Achsen die prozentualen Lagen der Insertionspunkte in anterior-posteriorer (AP) bzw. proximal-distaler (PD) Richtung. Die mediane Lage der 40 Insertionspunkte ist durch einen Querstrich markiert.

5.2.2.2 ABWEICHUNG DER INSERTIONSPUNKTLAGE VOM SOLLWERT

Schablone nach Hertel et al.

Die mediane Abweichung vom Sollwert in proximal-distaler (PD) -Richtung betrug bei Verwendung der Schablone nach Hertel et al. 0,23 mm [$Q_u = 0,12$ / $Q_o = 0,45$] bzw. 1,00 % [$Q_u = 0,50$ / $Q_o = 2,00$] und in anterior-posteriorer (AP) -Richtung 0,36 mm [$Q_u = 0,15$ / $Q_o = 0,55$] bzw. 0,80 % [$Q_u = 0,30$ / $Q_o = 1,20$]. Der maximale Fehler lag in PD-Richtung bei 1,04 mm bzw. 4,70 % und in AP-Richtung bei 1,65 mm bzw. 3,50 %.

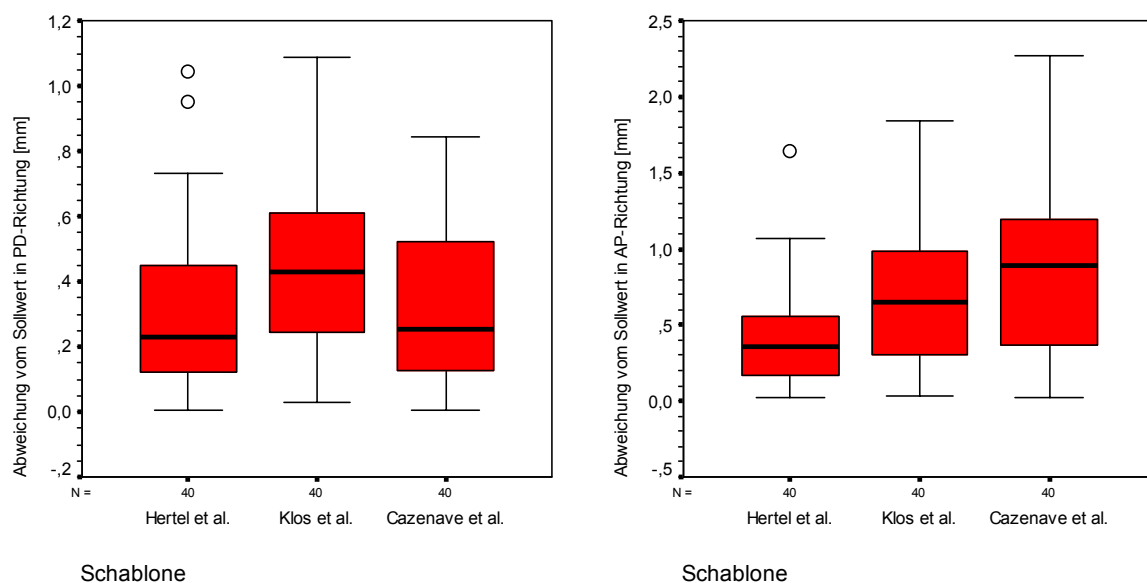
Schablone nach Klos et al.

In proximal-distaler (PD) -Richtung lag die mediane Abweichung bei 0,43 mm [$Q_u = 0,23$ / $Q_o = 0,61$] bzw. 1,90 % [$Q_u = 1,10$ / $Q_o = 2,70$] und in anterior-posteriorer (AP) bei 0,65 mm [$Q_u = 0,31$ / $Q_o = 1,00$] bzw. 1,40 % [$Q_u = 0,70$ / $Q_o = 2,10$]. Der maximale Fehler lag bei 1,09 mm bzw. 4,90 % in PD-Richtung und bei 1,85 mm bzw. 3,90 % in AP-Richtung.

Schablone nach Cazenave et al.

Die mediane Abweichung vom Sollwert in proximal-distaler (PD) -Richtung betrug 0,26 mm [$Q_u = 0,12$ / $Q_o = 0,53$] bzw. 1,10 % [$Q_u = 0,50$ / $Q_o = 2,40$] und in anterior-posteriorer (AP) 0,89 mm [$Q_u = 0,36$ / $Q_o = 1,19$] bzw. 1,90 % [$Q_u = 0,70$ / $Q_o = 2,50$]. Der maximale Fehler lag bei 0,84 mm bzw. 3,80 % in PD-Richtung und bei 2,27 mm bzw. 4,80 % in AP-Richtung. Die Ergebnisse sind in den folgenden Boxplots dargestellt (siehe Abb. 33).

Abb. 33: Boxplots: Abweichungen vom Sollwert



5.2.2.3 VERGLEICH DER NAVIGATIONSSCHABLONEN

proximal-distale Richtung (PD)

Im Kruskal-Wallis-Test zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den mit den drei Navigationsschablonen bestimmten Insertionspunktlagen ($p=0,045$). Die durchgeführten Paarvergleiche mit dem Mann-Whitney-U-Test zeigten eine signifikant geringere Abweichung der Insertionspunktlagen vom Sollwert bei Verwendung der Schablone nach Hertel et al. im Vergleich mit der Schablone nach Klos et al. ($p=0,017$). Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied beim Vergleich der Schablonen nach Hertel et al. und Cazenave et al. ($p=0,729$) und beim Vergleich der Schablonen nach Klos et al. und Cazenave et al. ($p=0,062$).

Die Abweichungen vom Sollwert in PD-Richtung waren dementsprechend bei Verwendung der Schablone nach Hertel et al. am geringsten.

anterior-posteriore Richtung (AP)

Der Kruskal-Wallis-Test ergab einen signifikanten Unterschied ($p<0,0005$), so dass die H_0 abgelehnt wurde. Es wurden Paarvergleiche mit dem Mann-Whitney-U-Test durchgeführt: Die Abweichungen vom Sollwert waren bei Verwendung der Schablone nach Hertel et al. signifikant geringer als bei Verwendung der Schablonen nach Klos et al. ($p=0,004$) und Cazenave et al. ($p<0,0005$).

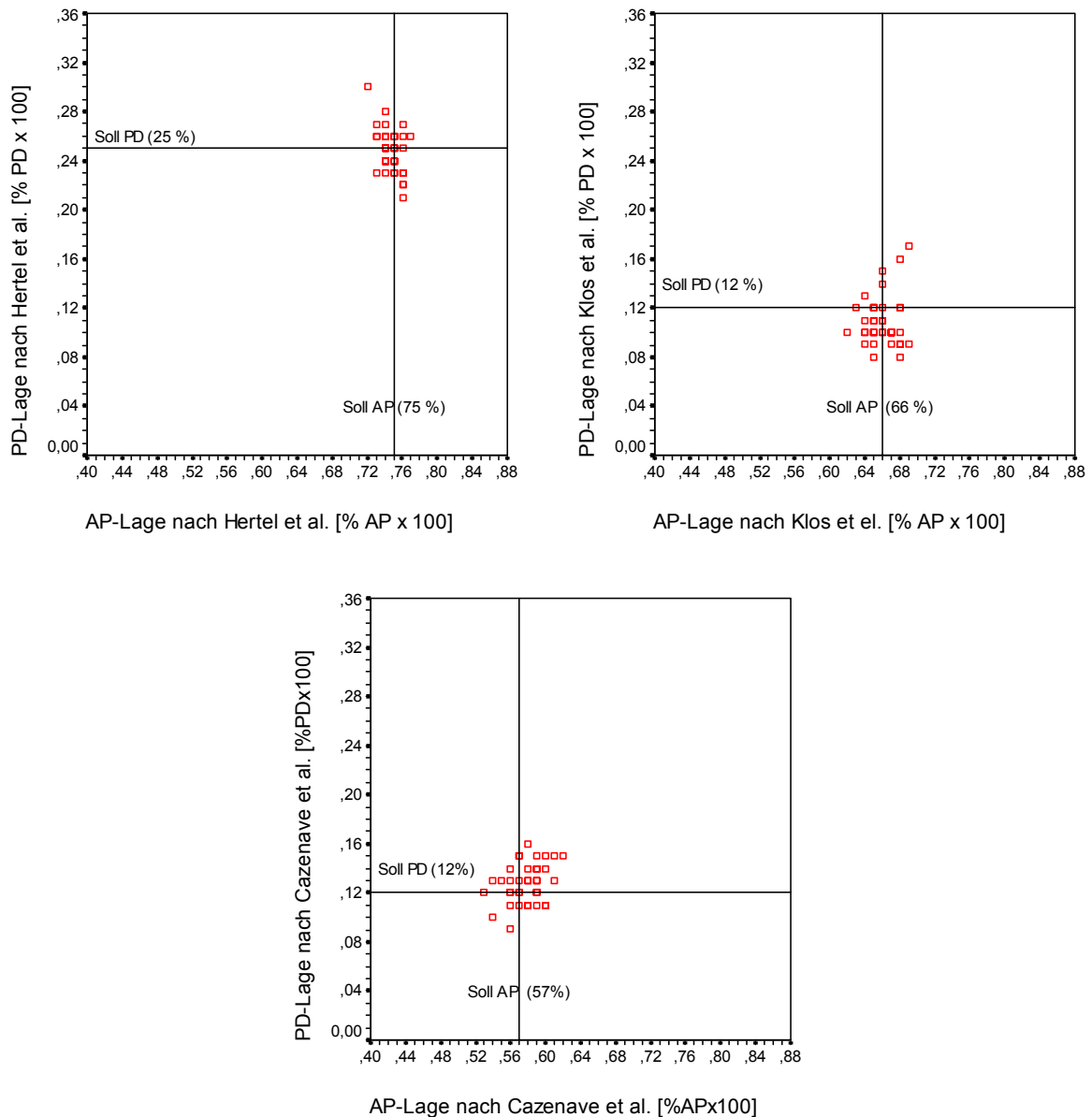
Die Abweichungen vom Sollwert ergaben keinen signifikanten Unterschied bei Vergleich der Schablonen nach Klos et al. und Cazenave et al. ($p=0,119$).

Für die AP-Richtung waren daher ebenfalls die Abweichungen vom Sollwert bei Verwendung der Schablone nach Hertel et al. am geringsten.

5.2.2.4 STREUUNGSVERGLEICH

Die Insertionspunktlagen sind in den folgenden Streudiagrammen (Abb. 34) für die drei verwendeten Schablonen (nach Hertel / Klos / Cazenave) graphisch dargestellt.

Abb. 34: Streudiagramme der Insertionspunktlagen



Lage der navigierten Insertionspunkte bei Verwendung der Schablone nach Hertel et al., Klos et al. und Cazenave et al.. Prozentuale Lage in proximal-distaler (PD) und anterior-posteriorer (AP) – Richtung. Die jeweiligen Sollwerte sind als Fadenkreuze dargestellt.

proximal-distale Richtung (PD)

Beim Streuungsvergleich im Levene-Test war die Streuung bei Verwendung der Schablone nach Hertel et al. nicht signifikant verschieden zur Streuung bei Verwendung der Schablone nach Klos et al. ($p=0,722$). Ebenso lag keine Signifikanz beim Streuungsvergleich sowohl zwischen den Schablonen nach Cazenave et al. und Hertel et al. ($p=0,749$), als auch zwischen den Schablonen nach Cazenave et al. und Klos et al. ($p=0,931$) vor.

anterior-posteriore Richtung (AP)

Der Levene-Test der Varianzgleichheit ergab eine signifikant geringere Streuung der Messwerte bei Verwendung der Schablone nach Hertel et al., als bei Verwendung der Schablone nach Klos et al. ($p=0,034$) und Cazenave et al. ($p=0,001$). Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Schablonen nach Klos et al. und Cazenave et al. festgestellt werden ($p=0,074$).

5.2.2.5 TABELLARISCHE ZUSAMMENFASSUNG DER PRÄZISIONSANALYSE

Tab. 2: Ergebnisse der Präzisionsanalyse: Lage der Insertionspunkte

Schablone	Richtung	Lage der Insertionspunkte			
		Soll	mediane Lage	Abweichung vom Soll (Median)	
		[%]	[%]	[%]	[mm]
Hertel et al.	PD	25,0	24,9 [Q _u =23,6 / Q _o =25,7]	1,00 [Q _u =0,50 / Q _o =2,00]	0,23 [Q _u =0,12 / Q _o =0,45]
	AP	75,0	74,6 [Q _u =74,1 / Q _o =75,2]	0,80 [Q _u =0,30 / Q _o =1,20]	0,36 [Q _u =0,15 / Q _o =0,55]
Klos et al.	PD	12,0	10,3 [Q _u =9,60 / Q _o =11,7]	1,90 [Q _u =1,10 / Q _o =2,70]	0,43 [Q _u =0,23 / Q _o =0,61]
	AP	66,0	66,1 [Q _u =64,9 / Q _o =67,5]	1,40 [Q _u =0,70 / Q _o =2,10]	0,65 [Q _u =0,31 / Q _o =1,00]
Cazenave et al.	PD	12,0	12,9 [Q _u =11,6 / Q _o =14,2]	1,10 [Q _u =0,50 / Q _o =2,40]	0,26 [Q _u =0,12 / Q _o =0,53]
	AP	57,0	58,3 [Q _u =56,5 / Q _o =59,3]	1,90 [Q _u =0,70 / Q _o =2,50]	0,89 [Q _u =0,36 / Q _o =1,19]

Die Lage der Insertionspunkte ist für die drei Schablonen nach Hertel et al., Klos et al. und Cazenave et al. dargestellt. PD = proximal-distale Richtung, AP = anterior-posteriore Richtung, Q_u = unteres Quartil, Q_o = oberes Quartil, grün hinterlegt = günstigste Schablone hinsichtlich Lage und Abweichung.

Tab. 3: Ergebnisse der Präzisionsanalyse: Statistischer Vergleich der Insertionspunktlagen

Paarvergleich der Schablonen nach	Richtung	Mann-Whitney-U-Test zum Vergleich der Abweichungen vom Sollwert	Levene-Test zum Vergleich der Streuungen
Hertel et al. [H] vs Klos et al. [K]	PD	[H] sig. geringer, als [K] (p=0,017)	kein sig. Unterschied (p=0,722)
	AP	[H] sig. geringer, als [K] (p=0,004)	[H] sig. geringer, als [K] (p=0,034)
Hertel et al. [H] vs Cazenave et al. [C]	PD	kein sig. Unterschied (p=0,729)	kein sig. Unterschied (p=0,749)
	AP	[H] sig. geringer, als [C] (p<0,0005)	[H] sig. geringer, als [C] (p=0,001)
Cazenave et al. [C] vs Klos et al. [K]	PD	kein sig. Unterschied (p=0,062)	kein sig. Unterschied (p=0,931)
	AP	kein sig. Unterschied (p=0,119)	kein sig. Unterschied (p=0,074)

Paarvergleiche der Insertionspunktlagen zwischen den drei Schablonen nach Hertel et al. [H], Klos et al. [K] und Cazenave et al. [C] für die proximal-distale Richtung (PD) und anterior-posteriore Richtung (AP). Für beide Richtungen (AP- und PD-Richtung) war die Schablone nach Hertel et al. am präzisesten. Die Streuung in AP-Richtung war ebenfalls bei Verwendung der Schablone nach Hertel et al. am geringsten, sig.= signifikant.

5.2.3 Abhängigkeit vom Projektionswinkel des BV-Bildes

Für den maximal durch die Rotation zulässigen Fehler bei der Insertionspunktbestimmung wurden Grenzen definiert. Dazu wurde der 2- σ -Bereich der Schablone mit der geringsten medianen Abweichung vom Sollwert aus der Präzisionsanalyse gewählt (siehe 5.2.2.2: Schablone nach Hertel et. al). Dieser 2- σ -Bereich betrug für die proximal-distale (PD) - Richtung $\pm 2,20$ % bzw. $\pm 0,50$ mm und für die anterior-posteriore (AP) - Richtung $\pm 1,40$ % bzw. $\pm 0,68$ mm. Diese Eingrenzung wurde in den Graphiken bei 5.2.3.2 dargestellt und bildete die Grundlage für die tabellarische Zusammenfassung der Ergebnisse bei 5.2.3.3 auf Seite 65.

5.2.3.1 FEHLER PRO 1°- ROTATION

Längs-Rotation: proximal-distale Richtung (PD)

Die mediane Abweichung der Insertionspunktlage pro 1°-Rotation nach außen und nach innen von der Lage beim streng seitlichen Röntgenbild (= 0°-Rotation) lag für die Drehung von 0°-60° in der Längsachse und Betrachtung der PD-Lage des Insertionspunktes bei 0,31 % [$Q_u = 0,18$ / $Q_o = 0,69$] bzw. 0,07 mm [$Q_u = 0,04$ / $Q_o = 0,15$]. Der maximale Fehler lag bei 4,38 % bzw. 0,98 mm.

Längs-Rotation: anterior-posteriore Richtung (AP)

Für die AP-Richtung lag die mediane Abweichung der Insertionspunktlage pro 1°-Rotation für die Drehung von 0°-60° nach außen bzw. nach innen bei 0,36 % [$Q_u = 0,18$ / $Q_o = 0,51$] bzw. 0,17 mm [$Q_u = 0,08$ / $Q_o = 0,24$]. Der maximale Fehler lag bei 1,27 % bzw. 0,60 mm.

Quer-Rotation: proximal-distale Richtung (PD)

Die mediane Abweichung der Insertionspunktlage pro 1°-Rotation nach außen und nach innen von der Lage beim streng seitlichen Röntgenbild lag für die Drehung von 0°-60° in der Querachse und Betrachtung der PD-Lage des Insertionspunktes bei 0,25 % [$Q_u = 0,12$ / $Q_o = 0,48$] bzw. 0,06 mm [$Q_u = 0,03$ / $Q_o = 0,11$]. Der maximale Fehler lag bei 2,44 % bzw. 0,55 mm.

Quer-Rotation: anterior-posteriore Richtung (AP)

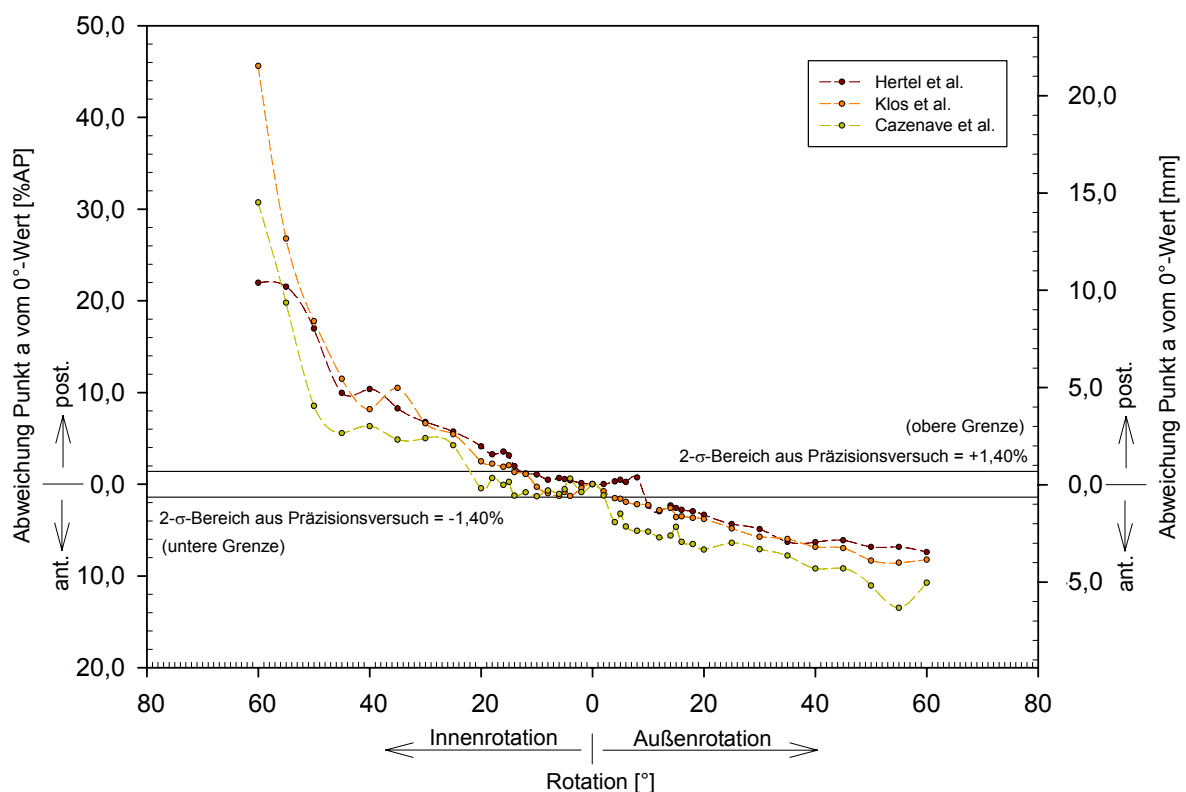
Für die AP-Richtung lag die mediane Abweichung der Insertionspunktlage pro 1°-Rotation für die Drehung von 0°-60° in der Querachse nach außen bzw. nach innen bei 0,64 % [$Q_u = 0,35$ / $Q_o = 0,98$] bzw. 0,30 mm [$Q_u = 0,16$ / $Q_o = 0,46$]. Der maximale Fehler lag bei 2,25 % bzw. 1,06 mm.

5.2.3.2 GRAPHISCHE DARSTELLUNGEN

In den folgenden Graphiken sind die Abweichungen der Insertionspunktlagen bei Längsrotation des Femurmodells nach außen und innen dargestellt. Auf den x-Achsen sind die Grade der Rotation nach innen bzw. nach außen ausgehend von der optimalen streng seitlichen BV-Aufnahme ($=0^\circ$ -Rotation) aufgetragen; Auf den y-Achsen die Abweichungen der Insertionspunkte vom BV-Bild bei 0° -Rotation nach anterior (ant.) und posterior (post.) für die anterior-posteriore (AP) - Richtung bzw. proximal (prox.) und distal (dist.) für die proximal-distale (PD) - Richtung. Dabei sind in den Graphiken zwei verschiedene y-Achsen vorhanden: links die prozentuale Abweichung gemessen am maximalen Kondylendurchmesser in die jeweilige Richtung und rechts die absolute Abweichung in Millimeter. Die definierten Grenzen (obere und untere Grenze) sind durch Querstriche markiert.

Längs-Rotation

Abb. 35: Lageabweichung der Insertionspunkte bei Längs-Rotation: AP – Außenkondyle



Für die Schablonen nach Hertel et al., Klos et al. und Cazenave et al. sind die Abweichungen der Insertionspunktlagen vom streng seitlichen Röntgenbild ($= 0^\circ$ -Rotation) in Abhängigkeit vom Rotationsgrad nach außen bzw. nach innen dargestellt. Auf der x-Achse ist der Grad der Rotation nach innen und außen dargestellt. Die y-Achse auf der linken Seite stellt die prozentuale Abweichung vom 0° -Wert und die rechte y-Achse die absolute Abweichung in mm nach anterior (ant.) bzw. posterior (post.) dar. Zusätzlich ist die obere und untere Eingrenzung, wie in 5.2.3 erläutert, eingezeichnet. Die letzten noch in den Grenzen liegenden Werte sind in Tab. 4 zusammengefasst.

Abb. 36: Lageabweichung der Insertionspunkte bei Längs-Rotation: AP –Innenkondyle

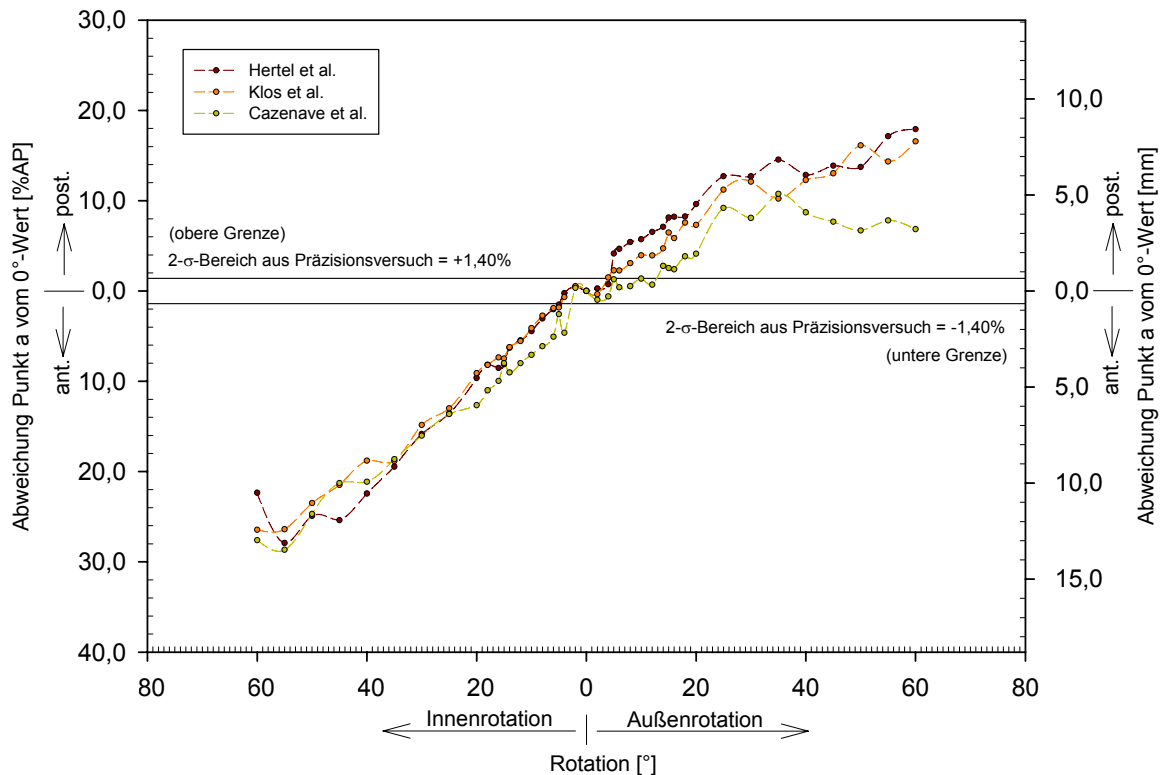
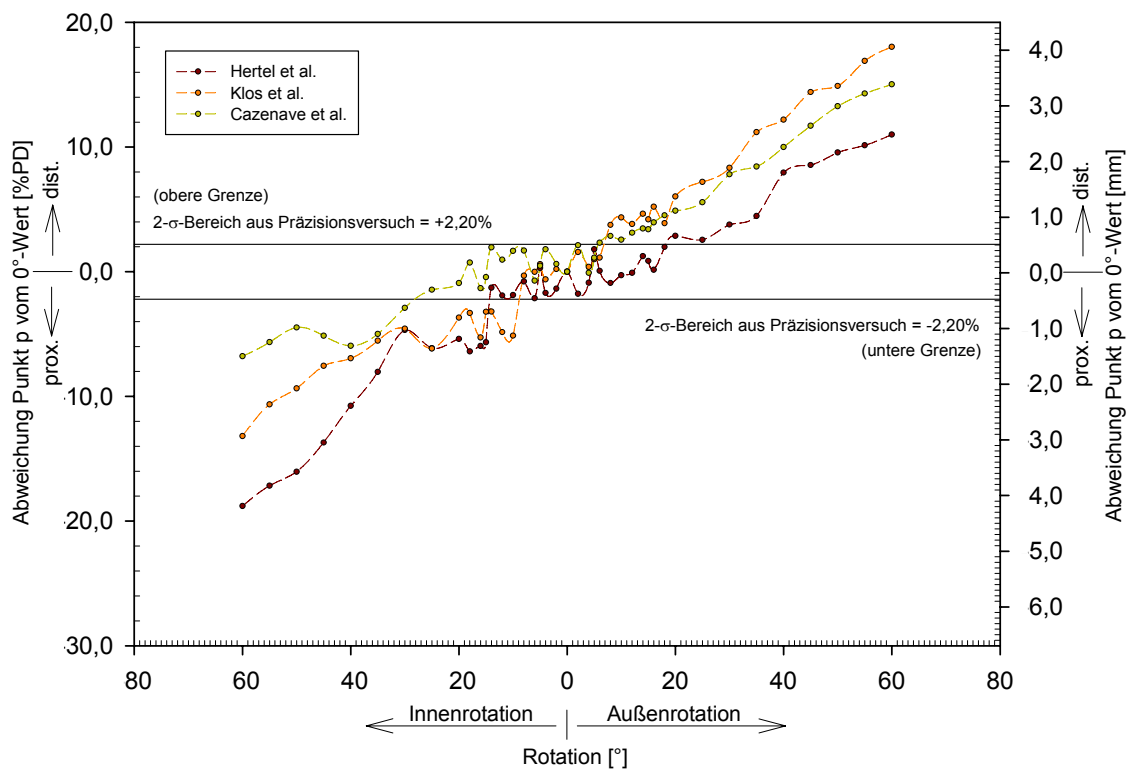


Abb. 37: Lageabweichung der Insertionspunkte bei Längs-Rotation: PD – Außenkondyle



Legenden zu Abb. 36 und Abb. 37 siehe Abb. 35 und 5.2.3.2 auf Seite 59. AP = anterior-posteriore Richtung PD = proximal-distale Richtung.

Abb. 38: Lageabweichung der Insertionspunkte bei Längs-Rotation: PD – Innenkondyle

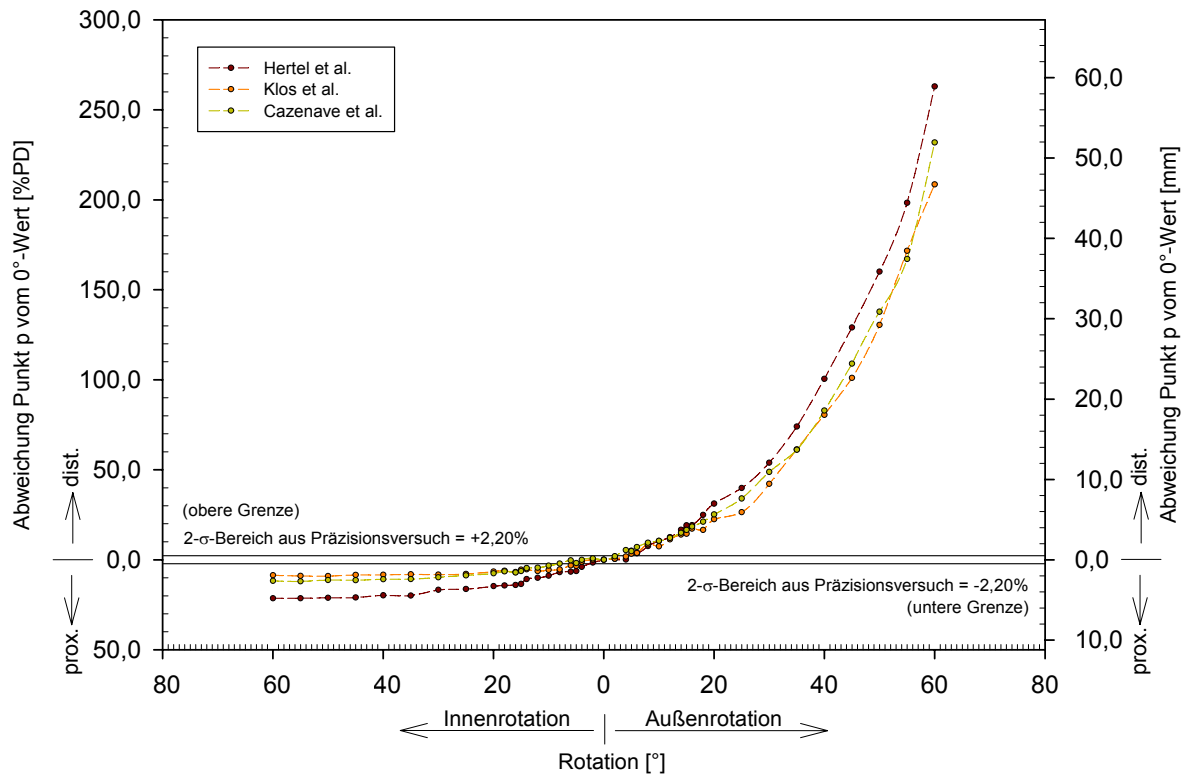
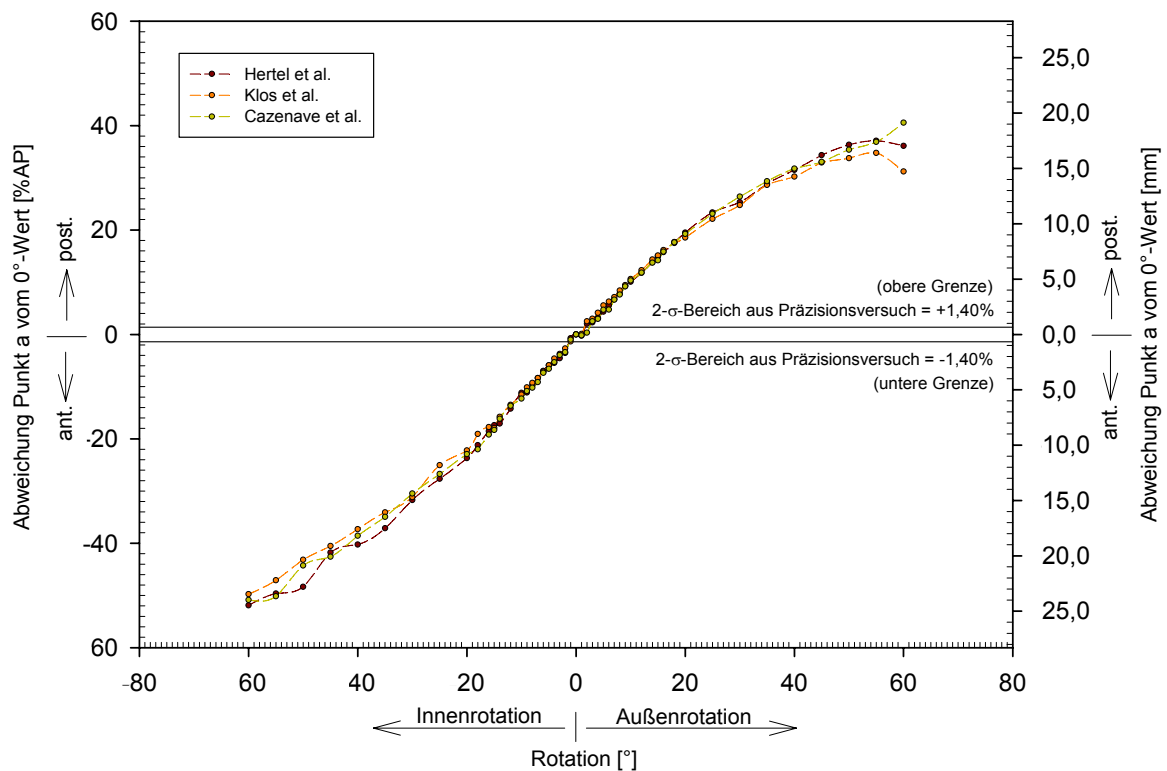
**Quer-Rotation**

Abb. 39: Lageabweichung der Insertionspunkte bei Quer-Rotation: AP – Außenkondyle



Legenden zu Abb. 38 und Abb. 39 siehe Abb. 35 und 5.2.3.2 auf Seite 59.

Abb. 40: Lageabweichung der Insertionspunkte bei Quer-Rotation: AP – Innenkondyle

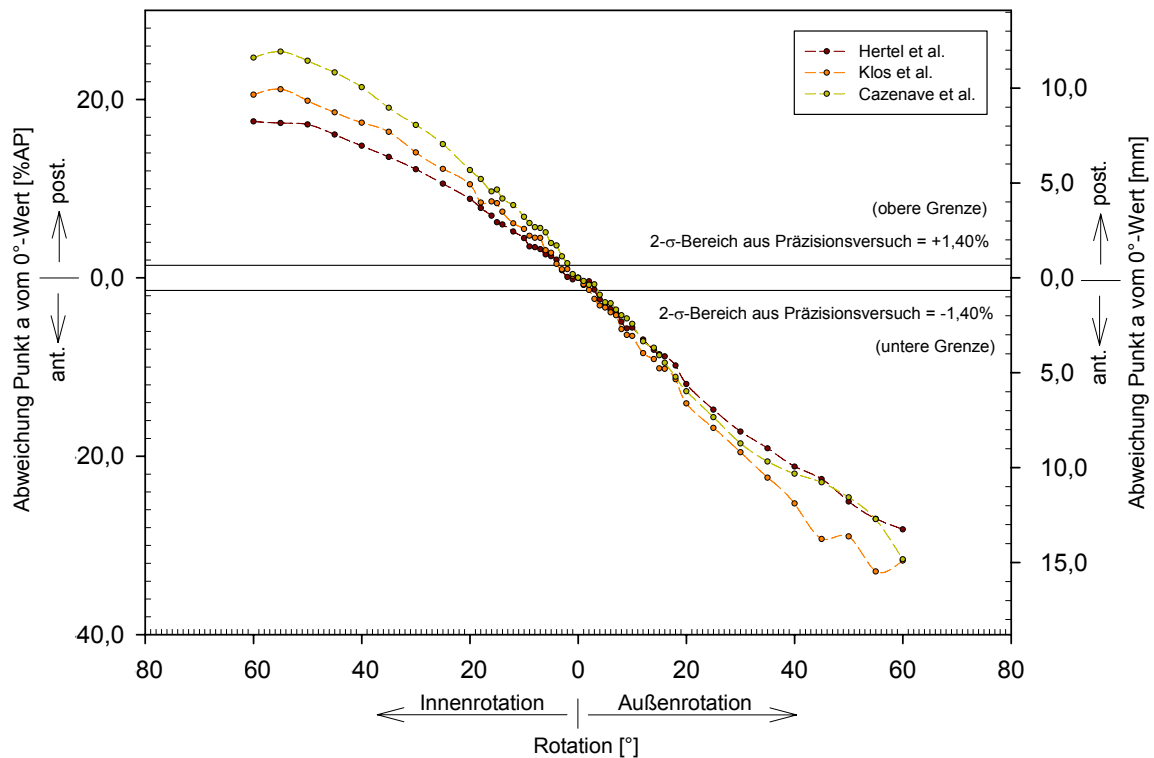
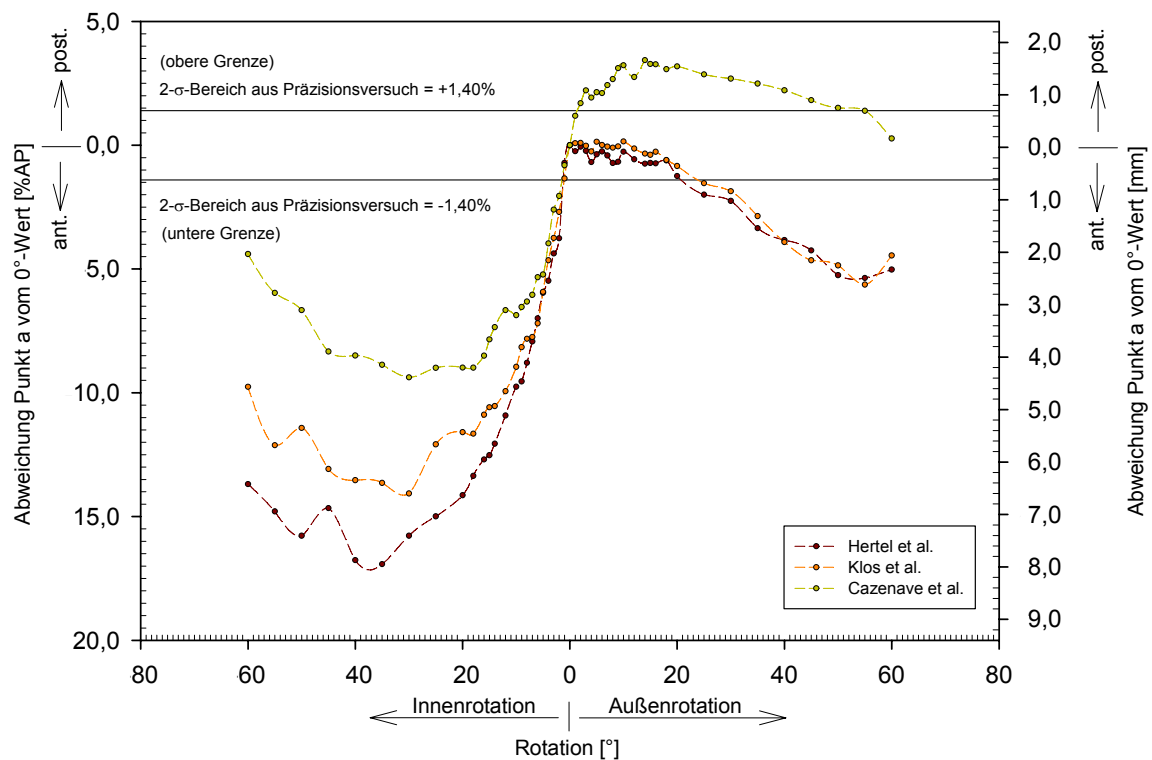


Abb. 41: Lageabweichung der Insertionspunkte bei Quer-Rotation: AP – beide Kondylen



Legenden zu Abb. 40 und Abb.41 siehe Abb.35 und 5.2.3.2 auf Seite 59. AP = anterior-posteriore Richtung PD = proximal-distale Richtung.

Abb. 42: Lageabweichung der Insertionspunkte bei Quer-Rotation: PD – Außenkondyle

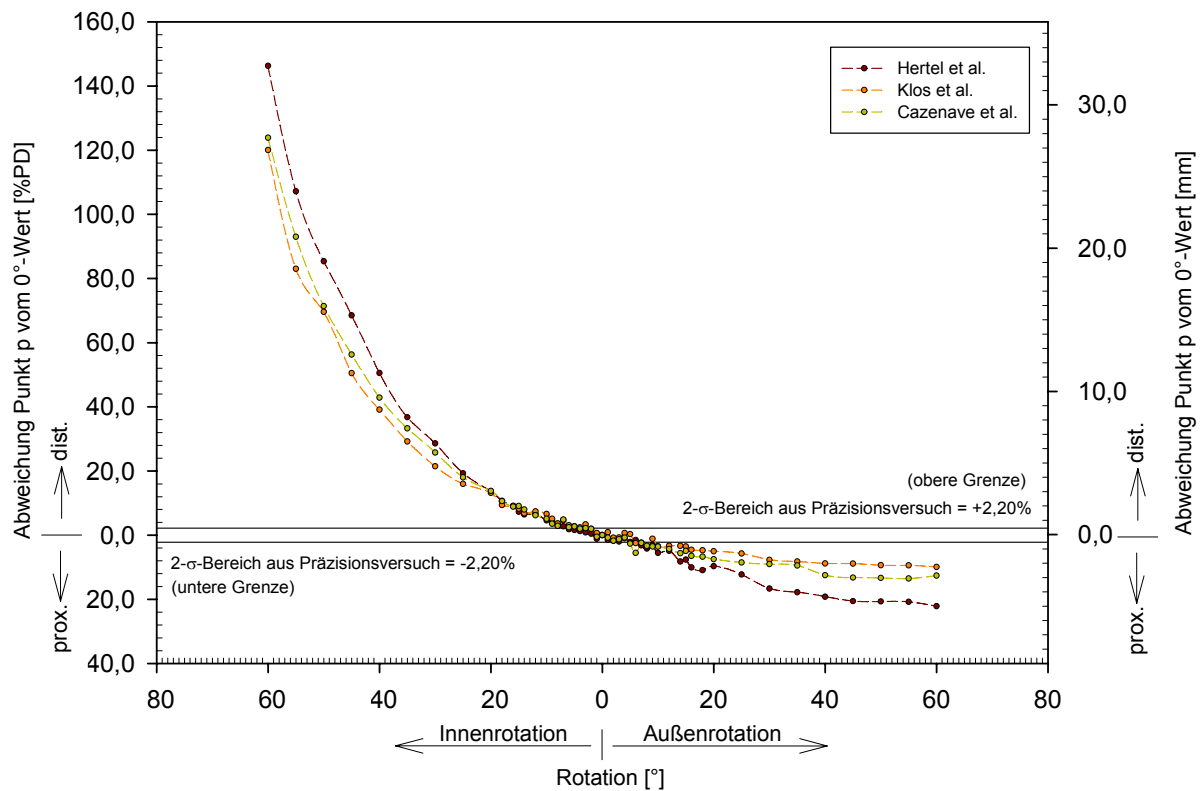
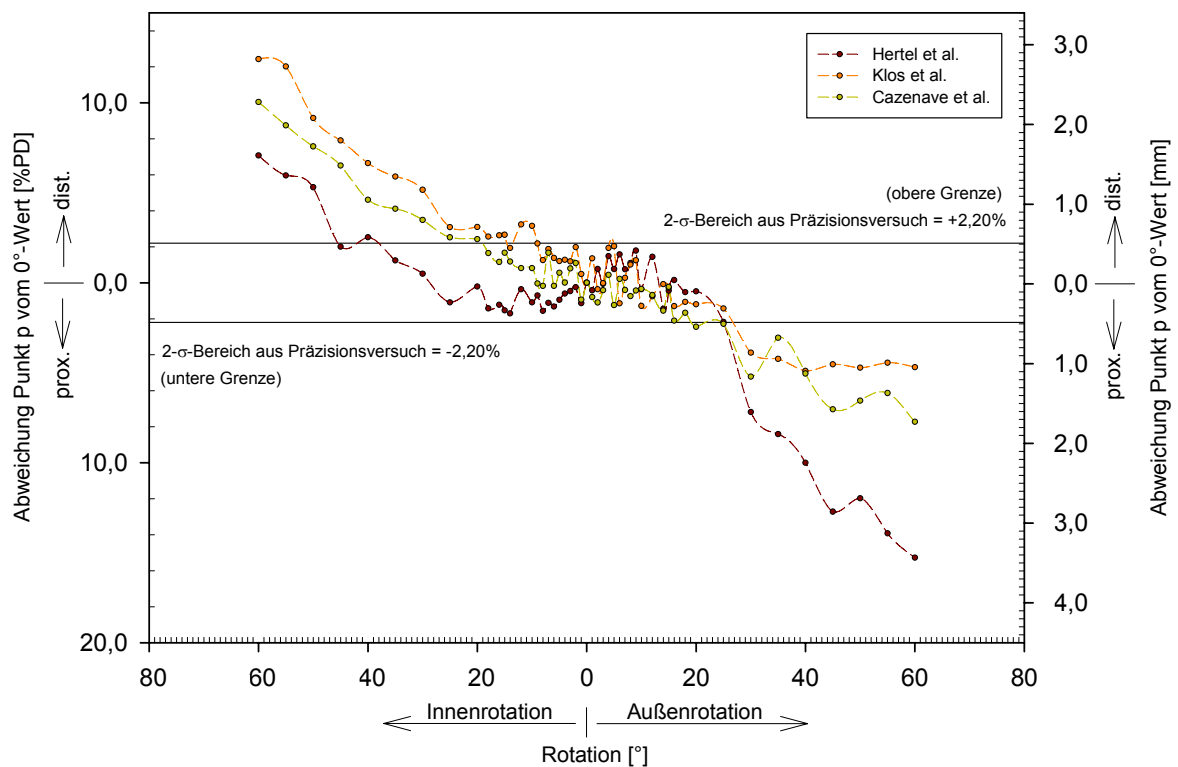
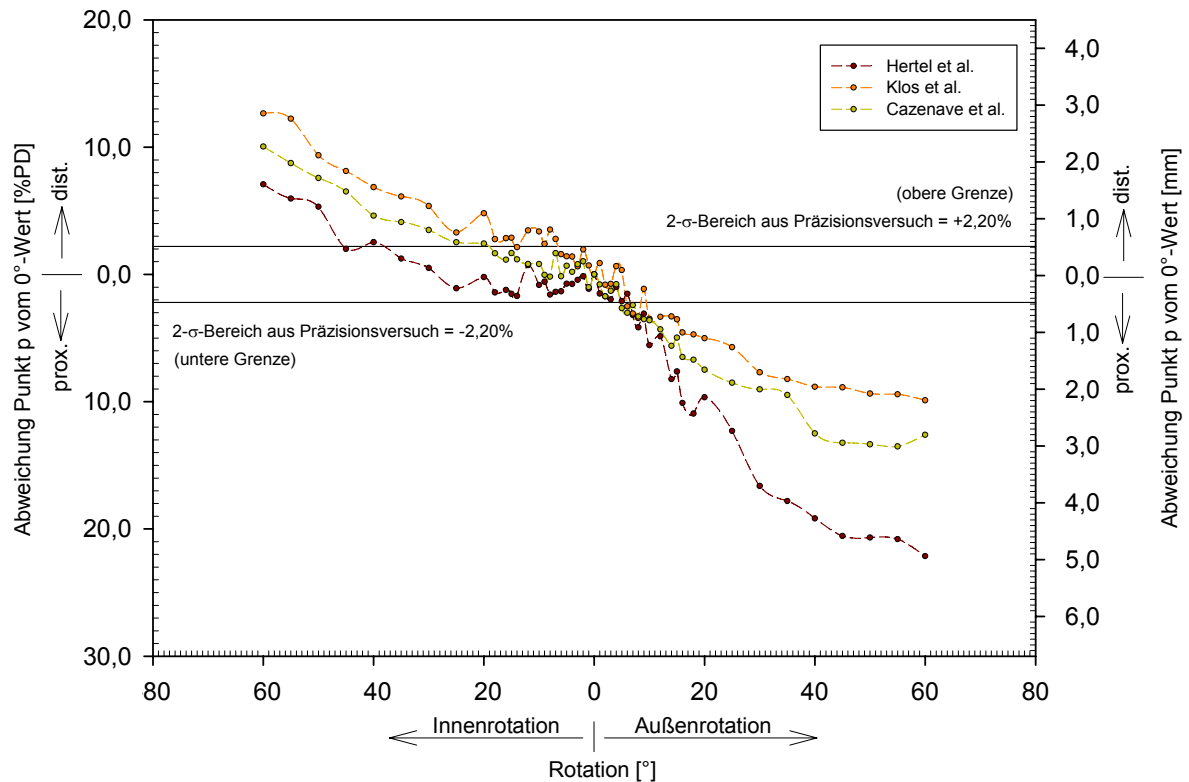


Abb. 43: Lageabweichung der Insertionspunkte bei Quer-Rotation: PD – Innenkondyle



Legenden zu Abb. 42 und Abb. 43 siehe Abb. 35 und 5.2.3.2 auf Seite 59. AP = anterior-posteriore Richtung PD = proximal-distale Richtung.

Abb. 44: Lageabweichung der Insertionspunkte bei Quer-Rotation: PD – beide Kondylen



Auf der x-Achse ist der Grad der Rotation nach innen und außen ausgehend vom streng seitlichen BV-Bild (0°-Rotation) dargestellt. Die y-Achse auf der linken Seite stellt die prozentuale Abweichung vom 0°-Wert und die rechte y-Achse die absolute Abweichung in mm nach proximal (prox.) bzw. distal (dist.) dar. Zusätzlich ist die obere und untere Eingrenzung wie in 5.2.3 auf Seite 58 erläutert eingezeichnet. AP = anterior-posteriore Richtung PD = proximal-distale Richtung.

5.2.3.3 TABELLARISCHE ZUSAMMENFASSUNG

In der Tab. 4 sind die unter Berücksichtigung der vorgegebenen Genauigkeit für die Insertionspunktlage in anterior-posteriorer (AP) - und proximal-distaler (PD) -Richtung (siehe 5.2.3) maximal zulässigen Rotationsgrade für die Längs- und Quer-Rotation dargestellt.

Tab. 4: Maximal zulässige Drehung bei Längs- und Quer-Rotation des Femurmodells

Rotations- achse	Rotations- richtung	Bezug	Maximal zulässige Rotation [°] mit Schablone					
			Hertel et al.		Klos et al.		Cazenave et al.	
			PD	AP	PD	AP	PD	AP
LÄNGS	Innenrotation	IK	2	4	4	4	8	2
		AK	14	12	8	14	25	20
	Außenrotation	IK	4	4	4	2	2	12
		AK	18	8	6	2	5	2
QUER	Innenrotation	IK	35	3	9	3	18	1
		AK	6	1	2	1	4	1
		BK	35	1	6	1	18	1
	Außenrotation	IK	25	3	25	2	18	3
		AK	6	1	5	1	4	2
		BK	6	20	5	20	4	1

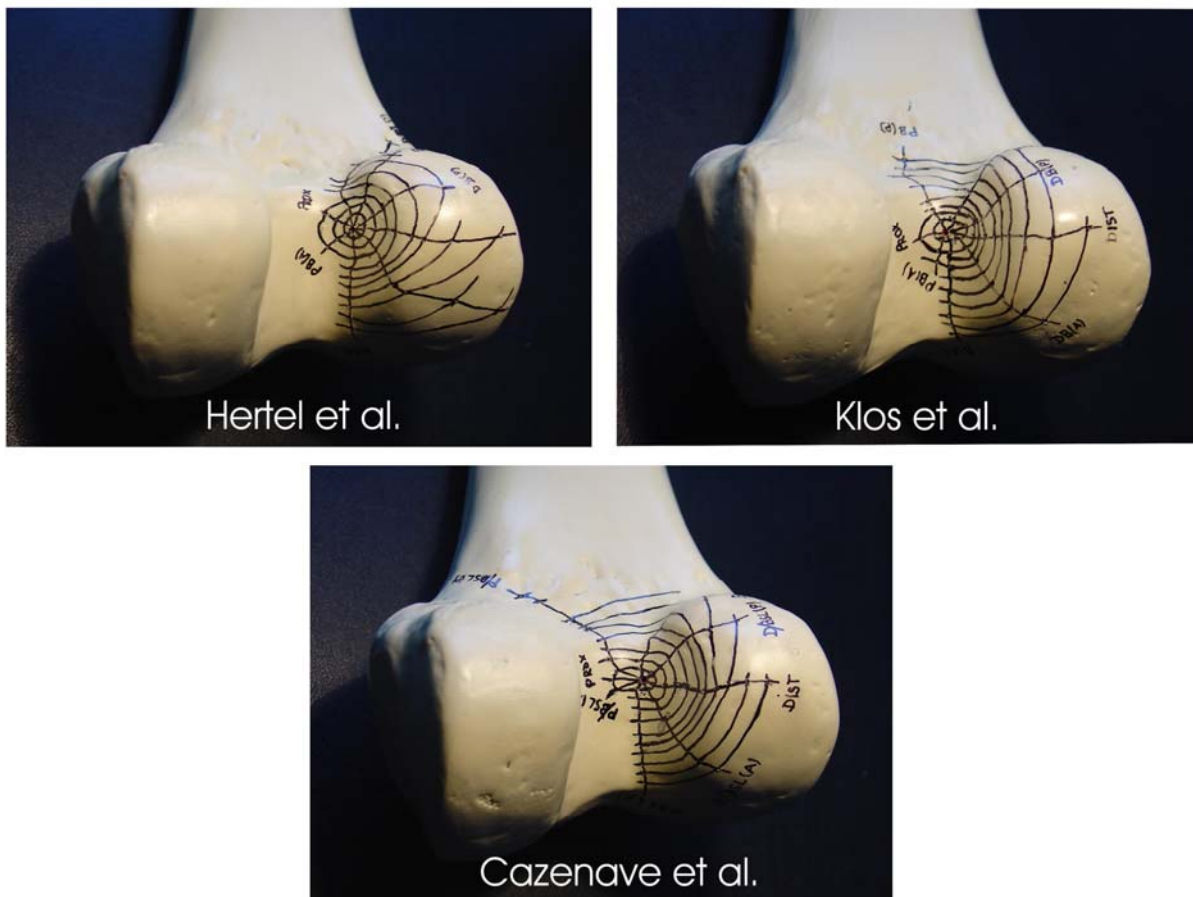
Es ist der letzte noch innerhalb der Grenzen liegende Rotationsgrad angegeben. Die Lage der Insertionspunkte ist für die drei möglichen Koordinatensysteme mit Bezug zur Innenkondyle (IK), Außenkondyle (AK) und im Koordinatensystem beider Kondylen (BK) bestimmt worden (siehe Abb. 21 und Abb. 23). PD = proximal-distale Richtung, AP = anterior-posteriore Richtung.

5.2.4 Abweichung bei Planungsungenauigkeit

Fotos der Femurnotch

Durch das Nachfahren der konzentrisch um den idealen Insertionspunkt liegenden Kreise am zweidimensionalen Navigationsbildschirm und Übertragen in die Dreidimensionalität auf die Modelle entstanden für die Methode nach *Hertel et al.*, *Klos et al.* und *Cazenave et al.* unterschiedlich verzogene Linien um den Insertionspunkt (siehe Abb. 45).

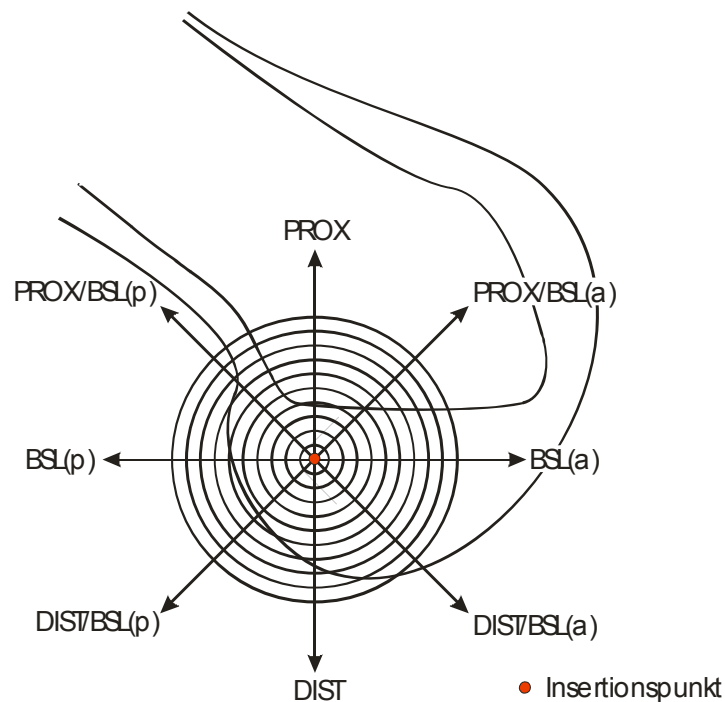
Abb. 45: Kreisprojektionen bei Verwendung verschiedener Navigationsschablonen



Abweichung bei Planungsungenauigkeit bei Verwendung der Schablonen nach *HERTEL et al.*, *KLOS et al.* und *CAZENAVE et al.*. Im Zentrum der Linien liegt der optimale mit der jeweiligen Schablone bestimmte Insertionspunkt.

Von den 8 möglichen Richtungen wurden die 6 klinisch sinnvollen Richtungen BSL(a), BSL(p), DIST, DIST/BSL(a), DIST/BSL(p) und PROX/BSL(p) ausgewertet. Abweichungen in die Richtungen PROX und PROX/BSL(a) sind durch die Anatomie der Femurnotch begrenzt (siehe Abb. 46).

Abb. 46: Richtungsangaben



Die Richtungen PROX und PROX/BSL(a) wurden nicht in der Auswertung berücksichtigt, da das Dach der Femurnotch Abweichungen in diese Richtungen begrenzt.

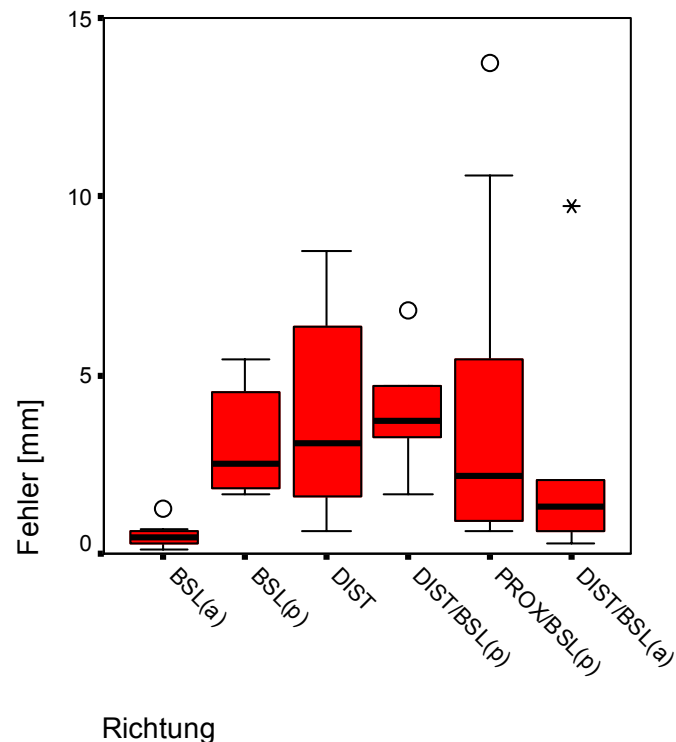
5.2.4.1 ABWEICHUNGEN MIT DER SCHABLONE NACH HERTEL ET AL.

Auswertung der Ringe 1 bis 10

Bei der Auswertung aller 10 Ringe war BSL(a) mit einer medianen Abweichung pro Ring von 0,43 mm [$Q_u = 0,30$ / $Q_o = 0,64$] die Richtung mit dem kleinsten Fehler. Dies ist also die Richtung, bei der ein Planungsfehler die geringsten Auswirkungen in Bezug auf die Lage des Insertionspunktes hat. Mit 1,32 mm medianer Abweichung pro Ring [$Q_u = 0,56$ / $Q_o = 3,99$] folgte die Richtung DIST/BSL(a). Dann die Richtung PROX/BSL(p) mit einer medianen Abweichung von 2,18 mm pro Ring [$Q_u = 0,84$ / $Q_o = 8,02$]. Die Richtung mit der nächst größeren Abweichung war BSL(p) mit 2,54 mm [$Q_u = 1,77$ / $Q_o = 5,31$]. Die Richtung DIST hatte eine mediane Abweichung von 3,11 mm pro Ring [$Q_u = 1,43$ / $Q_o = 7,42$]. Die Richtung, bei der ein Planungsfehler die stärksten Auswirkungen auf die Lage des Insertionspunktes hatte, war die Richtung DIST/BSL(p) mit einer medianen Abweichung pro Ring von 3,73 mm [$Q_u = 2,86$ / $Q_o = 5,21$]. Die Ergebnisse sind im folgenden Boxplot dargestellt (siehe Abb. 47).

Es ergab sich demnach eine Rangfolge mit zunehmendem Fehler von $BSL(a) < DIST/BSL(a) < PROX/BSL(p) < BSL(p) < DIST < DIST/BSL(p)$.

Abb. 47: Boxplot : Ring 1-10 bei Verwendung der Methode nach Hertel et al.



Darstellung des medianen Fehlers pro Ring in 6 verschiedene Richtungen vom Insertionspunkt ausgehend bei Verwendung der Schablone nach Hertel et al. und Betrachtung aller 10 Ringe.

Der Kruskal-Wallis-Test ergab einen signifikanten Unterschied ($p < 0,0005$). Damit wurde die H_0 verworfen, die besagt, dass die Abweichungen nur zufällig zustande gekommen sind. Die Richtung mit der geringsten medianen Abweichung pro Ring BSL(a) (0,43 mm) wurde paarweise mit den anderen Richtungen verglichen:

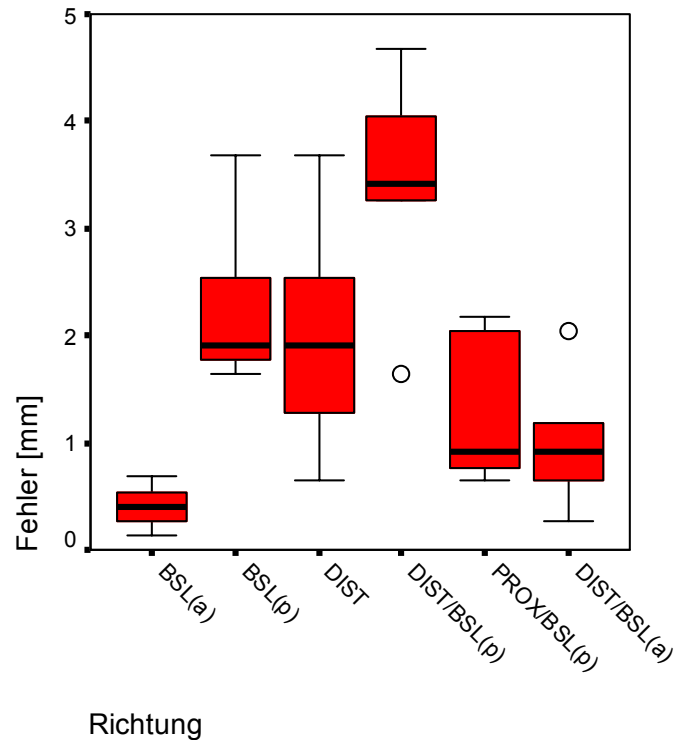
Die Vergleiche der Richtung BSL(a) mit den Richtungen BSL(p), DIST, DIST/BSL(p) und PROX/BSL(p) ergaben im Mann-Whitney-U-Test signifikante Unterschiede ($p < 0,0005$, $\alpha^* = 0,01$ nach α -Adjustierung). Der Vergleich der Richtung BSL(a) mit der Richtung DIST/BSL(a) ergab keine Signifikanz ($p = 0,023$, $\alpha^* = 0,01$ nach α -Adjustierung).

Auswertung der inneren 5 Ringe

Die Richtung BSL(a) hatte die geringste mediane Abweichung pro Ring mit 0,41mm [$Q_u = 0,21$ / $Q_o = 0,61$], gefolgt von den Richtungen DIST/BSL(a) mit 0,91 mm [$Q_u = 0,46$ / $Q_o = 1,61$] und PROX/BSL(p) mit 0,91 mm [$Q_u = 0,71$ / $Q_o = 2,11$]. Die Richtung BSL(p) hatte eine mediane Abweichung pro Ring von 1,91 mm [$Q_u = 1,71$ mm / $Q_o = 3,11$ mm], ebenfalls hatte die Richtung DIST eine Abweichung von 1,91 mm [$Q_u = 0,96$ mm / $Q_o = 3,11$ mm]. Die stärkste Abweichung bestand in die Richtung DIST/BSL(p) mit 3,41 mm medianer Abweichung pro Ring [$Q_u = 2,46$ mm / $Q_o = 4,36$ mm]. Die Ergebnisse sind im folgenden Boxplot dargestellt. (siehe Abb. 48).

Die daraus resultierende Rangfolge sortiert nach zunehmendem Fehler war $BSL(a) < DIST/BSL(a) < PROX/BSL(p) < BSL(p) < DIST < DIST/BSL(p)$.

Abb. 48: Boxplot : Ring 1-5 bei Verwendung der Methode nach *Hertel et al.*



Darstellung des medianen Fehlers pro Ring in 6 verschiedene Richtungen vom Insertionspunkt ausgehend bei Verwendung der Schablone nach Hertel et al. und Betrachtung der inneren 5 Ringe.

Der Kruskal-Wallis-Test ergab eine Signifikanz ($p=0,004$). Deshalb erfolgten Paarvergleiche mit dem Mann-Whitney-U-Test. Die Richtung mit der geringsten medianen Abweichung pro Ring BSL(a) (0,41 mm) wurde mit den anderen Richtungen verglichen:

In Richtung BSL(a) bestand eine signifikant geringere Abweichung als in Richtung BSL(p) ($p=0,008$, $\alpha=0,05$, $\alpha^*=0,01$ nach α -Adjustierung). BSL(a) und DIST waren nicht signifikant verschieden ($p=0,016$, $\alpha=0,05$, $\alpha^*=0,01$ nach α -Adjustierung). Die Richtungen BSL(a) und DIST/BSL(p) waren signifikant verschieden ($p=0,008$, $\alpha=0,05$, $\alpha^*=0,01$ nach α -Adjustierung). Beim statistischen Vergleich der Richtungen BSL(a) mit PROX/BSL(p) zeigte sich keine Signifikanz ($p=0,016$, $\alpha=0,05$, $\alpha^*=0,01$ nach α -Adjustierung). Ebenso zeigte sich kein signifikanter Unterschied bei Vergleich der Richtungen BSL(a) und DIST/BSL(a) ($p=0,095$, $\alpha=0,05$, $\alpha^*=0,01$ nach α -Adjustierung).

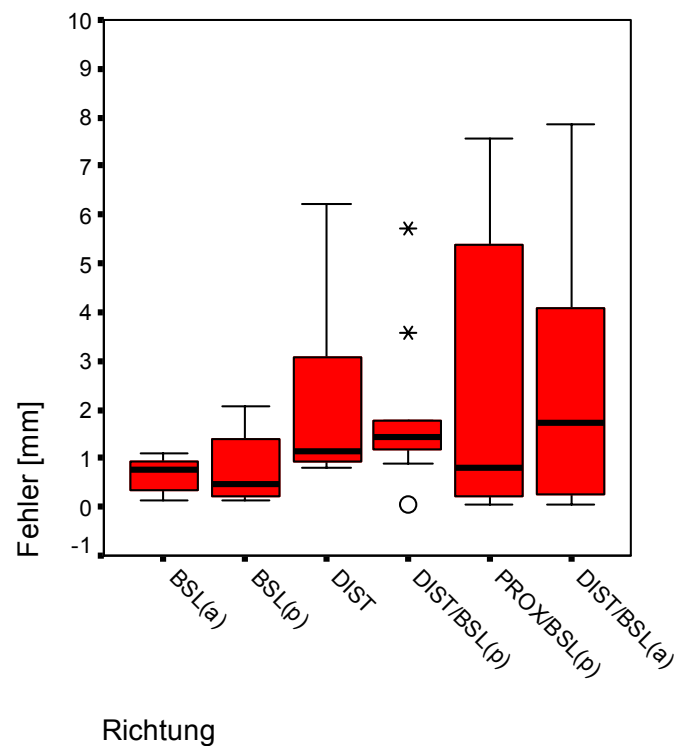
5.2.4.2 ABWEICHUNGEN MIT DER SCHABLONE NACH KLOS ET AL.

Auswertung der Ringe 1 bis 10

Die Richtung mit der geringsten medianen Abweichung pro Ring war BSL(p) mit 0,48 mm [$Q_u = 0,20 / Q_o = 1,67$] gefolgt von der Richtung BSL(a) mit 0,75 mm [$Q_u = 0,35 / Q_o = 0,97$]. Dann die Richtung PROX/BSL(p) mit 0,80 mm [$Q_u = 0,17 / Q_o = 5,92$] und die Richtung DIST mit 1,16 mm medianer Abweichung [$Q_u = 0,94 / Q_o = 3,87$]. Die Richtung DIST/BSL(p) hatte die zweitgrößte mediane Abweichung mit 1,45 mm [$Q_u = 1,05 / Q_o = 2,68$]. Am größten war der Fehler in die Richtung DIST/BSL(a) mit 1,75 mm [$Q_u = 0,24 / Q_o = 4,24$]. Die Ergebnisse sind im folgenden Boxplot dargestellt (siehe Abb. 49).

Die daraus resultierende Rangfolge sortiert nach zunehmendem Fehler war $BSL(p) < BSL(a) < PROX/BSL(p) < DIST < DIST/BSL(p) < DIST/BSL(a)$.

Abb. 49: Boxplot : Ring 1-10 bei Verwendung der Methode nach Klos et al.



Darstellung des medianen Fehlers pro Ring in 6 verschiedene Richtungen vom Insertionspunkt ausgehend bei Verwendung der Schablone nach Klos et al. und Betrachtung aller 10 Ringe.

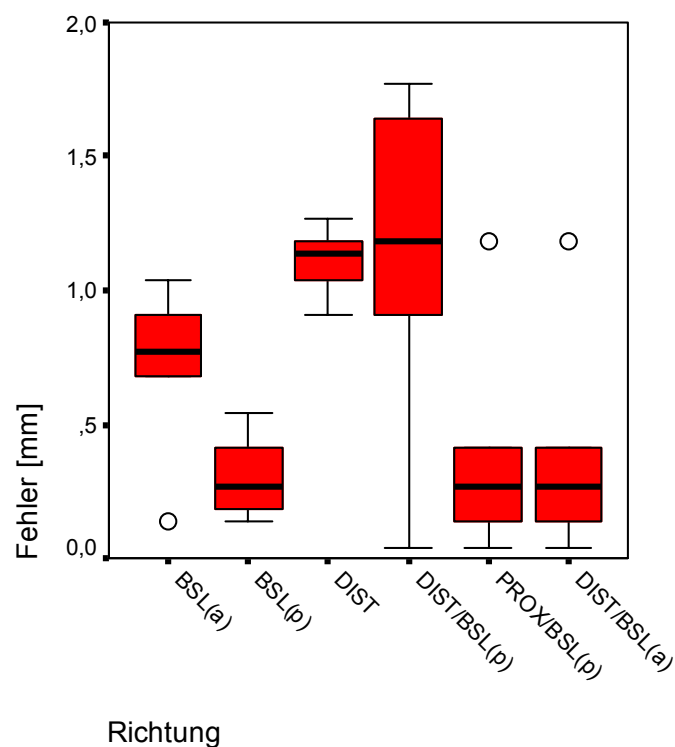
Der Kruskal-Wallis-Test ergab keinen signifikanten Unterschied ($p=0,268$). Die Nullhypothese wurde bestätigt, d.h. es ist keine Richtung zu bevorzugen.

Auswertung der inneren 5 Ringe

Die Richtungen mit den geringsten medianen Abweichungen pro Ring mit jeweils 0,27 mm waren BSL(p) [$Q_u = 0,16 / Q_o = 0,48$], DIST/BSL(a) [$Q_u = 0,09 / Q_o = 0,80$] und PROX/BSL(p) [$Q_u = 0,09 / Q_o = 0,80$]. Es folgte die Richtung BSL(a) mit 0,77 mm [$Q_u = 0,41 / Q_o = 0,98$] und die Richtung DIST mit 1,14 mm [$Q_u = 0,98 / Q_o = 1,23$]. Die Richtung mit den größten medianen Abweichungen pro Ring war DIST/BSL(p) mit 1,18 mm [$Q_u = 0,48 / Q_o = 1,71$] (siehe Abb. 50).

Die daraus resultierende Rangfolge sortiert nach zunehmendem Fehler war BSL(p) = DIST/BSL(a) = PROX/BSL(p) < BSL(a) < DIST < DIST/BSL(p).

Abb. 50: Boxplot : Ring 1-5 bei Verwendung der Methode nach Klos *et al.*



Darstellung des medianen Fehlers pro Ring in 6 verschiedene Richtungen vom Insertionspunkt ausgehend bei Verwendung der Schablone nach Klos *et al.* und Betrachtung der inneren 5 Ringe.

Das Ergebnis des Kruskal-Wallis-Tests zeigte bei Betrachtung der inneren 5 Ringe ebenfalls keine Signifikanz ($p=0,268$).

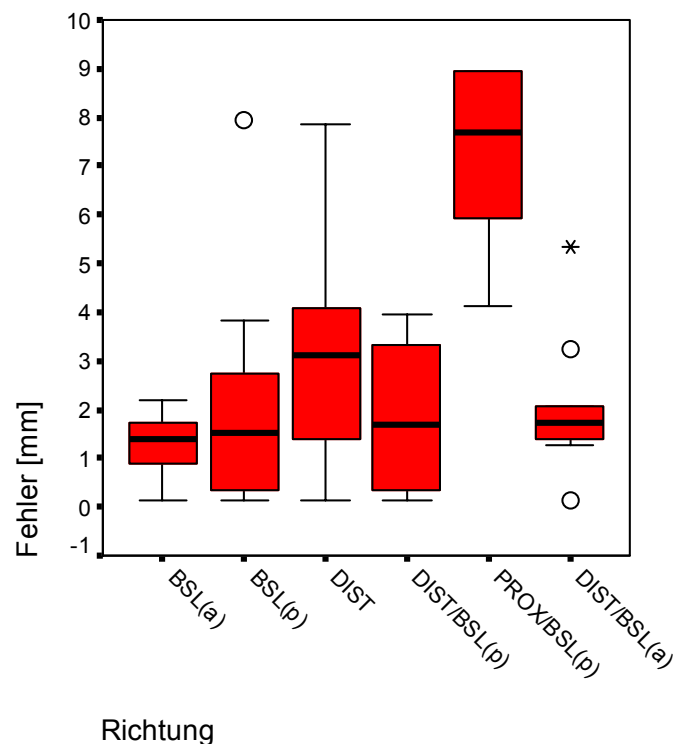
5.2.4.3 ABWEICHUNGEN MIT DER SCHABLONE NACH CAZENAVE ET AL.

Auswertung der Ringe 1 bis 10

Die geringste mediane Abweichung pro Ring hatte die Richtung BSL(a) mit 1,41 mm [$Q_u = 0,75 / Q_o = 1,74$], gefolgt von der Richtung BSL(p) mit 1,54 mm [$Q_u = 0,27 / Q_o = 3,81$]. Die Richtung DIST/BSL(p) war mit 1,68 mm die Richtung mit der drittgeringsten medianen Abweichung [$Q_u = 0,31 / Q_o = 3,63$]. DIST/BSL(a) hatte eine mediane Abweichung von 1,75 mm [$Q_u = 1,38 / Q_o = 2,37$]. Eine mediane Abweichung von 3,13 mm bestand in Richtung DIST [$Q_u = 1,38 / Q_o = 4,37$]. In Richtung PROX/BSL(p) entstanden die größten Abweichungen mit 7,86 mm [$Q_u = 5,59 / Q_o = 11,27$] (siehe Abb. 51).

Hieraus ergab sich folgende Rangfolge mit zunehmendem Fehler: BSL(a) < BSL(p) < DIST/BSL(p) < DIST/BSL(a) < DIST < PROX/BSL(p).

Abb. 51: Boxplot : Ring 1-10 bei Verwendung der Methode nach Cazenave et al.



Darstellung des medianen Fehlers pro Ring in 6 verschiedene Richtungen vom Insertionspunkt ausgehend bei Verwendung der Schablone nach Cazenave et al. und Betrachtung aller 10 Ringe.

Im Kruskal-Wallis-Test ergab sich eine Signifikanz ($p=0,003$), so dass die Nullhypothese verworfen wurde und Paarvergleiche zwischen der Richtung mit dem geringsten Fehler BSL(a) und den anderen 5 Richtungen durchgeführt wurden.

BSL(a) und PROX/BSL(p) waren signifikant verschieden ($p<0,0005$, $\alpha = 0,05$, $\alpha^*=0,01$ nach

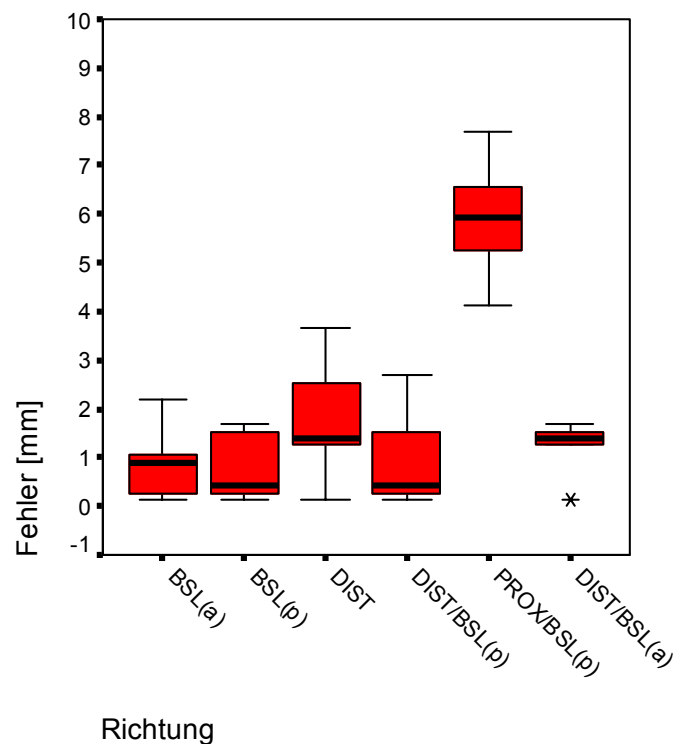
α -Adjustierung). Die Richtungen BSL(p) ($p=0,281$, $\alpha=0,05$, $\alpha^*=0,01$), DIST ($p=0,023$, $\alpha=0,05$, $\alpha^*=0,01$), DIST/BSL(p) ($p=0,165$, $\alpha=0,05$, $\alpha^*=0,01$) und DIST/BSL(a) ($p=0,165$, $\alpha=0,05$, $\alpha^*=0,01$) waren im Mann-Whitney-U-Test nicht signifikant verschieden zu BSL(a).

Auswertung der inneren 5 Ringe

BSL(a) war die Richtung mit der geringsten medianen Abweichung mit 0,91 mm [$Q_u = 0,21$ / $Q_o = 1,61$]. Die Richtungen BSL(p) [$Q_u = 0,21$ / $Q_o = 1,61$] und DIST/BSL(p) [$Q_u = 0,21$ / $Q_o = 2,11$] hatten beide eine mediane Abweichung von 0,41 mm. Die Richtungen DIST/BSL(a) [$Q_u = 0,71$ / $Q_o = 1,61$] und DIST [$Q_u = 0,71$ / $Q_o = 3,11$] hatten eine mediane Abweichung von 1,41 mm. Die stärkste Abweichung zeigte sich in die Richtung PROX/BSL(p) mit 5,91 mm [$Q_u = 4,71$ / $Q_o = 7,11$] (siehe Abb. 52).

Hieraus ergab sich folgende Rangfolge mit zunehmendem Fehler: BSL(a) < BSL(p) < DIST/BSL(p) < DIST/BSL(a) < DIST < PROX/BSL(p).

Abb. 52: Boxplot : Ring 1-5 bei Verwendung der Methode nach Cazenave *et al.*



Darstellung des medianen Fehlers pro Ring in 6 verschiedene Richtungen vom Insertionspunkt ausgehend bei Verwendung der Schablone nach Cazenave *et al.* und Betrachtung der inneren 5 Ringe.

Der Kruskal-Wallis-Test ergab beim Vergleich der 6 Richtungen eine Signifikanz ($p=0,021$). Die günstigste Richtung BSL(a) wurde paarweise mit den anderen Richtungen verglichen. Der Mann-Whitney-U-Test mit den Richtungen BSL(a) und PROX/BSL(p) zeigte einen signifikanten Unterschied ($p=0,008$, $\alpha =0,05$, $\alpha^*=0,01$ nach α -Adjustierung). Der Paarvergleich von BSL(a) mit BSL(p) ($p=1,000$, $\alpha =0,05$, $\alpha^*=0,01$), DIST ($p=0,222$, $\alpha =0,05$, $\alpha^*=0,01$), DIST/BSL(p) ($p=1,000$, $\alpha =0,05$, $\alpha^*=0,01$) und DIST/BSL(a) ($p=0,421$, $\alpha =0,05$, $\alpha^*=0,01$) zeigte keine Signifikanzen.

5.2.4.4 TABELLARISCHE ZUSAMMENFASSUNG

Die Ergebnisse sind aufgeschlüsselt nach Methode der Insertionspunktbestimmung und Anzahl der ausgewerteten Ringe (1.-5. bzw. 1.-10. Ring).

Tab. 5: Zusammenfassung: Mediane Abweichung pro Ring bei Planungsungenauigkeit

Schablone / Ringzahl	Richtung								
	BSL(a)			BSL(p)			DIST		
	Median [mm]	Q _u [mm]	Q _o [mm]	Median [mm]	Q _u [mm]	Q _o [mm]	Median [mm]	Q _u [mm]	Q _o [mm]
H [1-10]	0,43	0,30	0,64	2,54	1,77	5,31	3,11	1,43	7,42
K [1-10]	0,75	0,35	0,97	0,48	0,20	1,67	1,16	0,94	3,87
C [1-10]	1,41	0,75	1,74	1,54	0,27	3,81	3,13	1,38	4,37
H [1-5]	0,41	0,21	0,61	1,91	1,71	3,11	1,91	0,96	3,11
K [1-5]	0,77	0,41	0,98	0,27	0,16	0,48	1,14	0,98	1,23
C [1-5]	0,91	0,21	1,61	0,41	0,21	1,61	1,41	0,71	3,11

Schablone / Ringzahl	Richtung								
	DIST / BSL(p)			PROX / BSL(p)			DIST / BSL(a)		
	Median [mm]	Q _u [mm]	Q _o [mm]	Median [mm]	Q _u [mm]	Q _o [mm]	Median [mm]	Q _u [mm]	Q _o [mm]
H [1-10]	3,73	2,86	5,21	2,18	0,84	8,02	1,32	0,56	3,99
K [1-10]	1,45	1,05	2,68	0,80	0,17	5,92	1,75	0,24	4,24
C [1-10]	1,68	0,31	3,63	7,86	5,59	11,27	1,75	1,38	2,37
H [1-5]	3,41	2,46	4,36	0,91	0,71	2,11	0,91	0,46	1,61
K [1-5]	1,18	0,48	1,71	0,27	0,09	0,80	0,27	0,09	0,80
C [1-5]	0,41	0,21	2,11	5,91	4,71	7,11	1,41	0,71	1,61

H = Hertel et al., K = Klos et al., C = Cazenave et al., [1-5] = Berücksichtigung der inneren 5 Ringe, [1-10] = Berücksichtigung aller 10 Ringe, Q_u = unteres Quartil, Q_o = oberes Quartil, Richtungsangaben siehe Abb. 46, orange hinterlegt = Richtung mit der stärksten medianen Abweichung pro Ring

Tab. 6: Zusammenfassung: Paarvergleiche mit BSL(a)

Vergleichsrichtung	Schablone / Ringzahl	p-Wert im Mann-Whitney-U-Test				
		BSL(p)	DIST	DIST / BSL(p)	PROX / BSL(p)	DIST / BSL(a)
BSL (a)	H [1-10]	< 0,0005*	< 0,0005*	< 0,0005*	< 0,0005*	0,023
	K [1-10]	X	X	X	X	X
	C [1-10]	0,218	0,023	0,165	<0,0005*	0,165
	H [1-5]	0,008*	0,016	0,008*	0,016	0,095
	K [1-5]	X	X	X	X	X
	C [1-5]	1,000	0,222	1,000	0,008*	0,421

* = signifikanter Unterschied, $\alpha=0,05$ / $\alpha^*=0,01$ nach α -Adjustierung, X=keine Paarvergleiche durchgeführt, da nicht signifikanter Kruskal-Wallis-Test, H=Hertel et al., K=Klos et al., C=Cazenave et al., [1-5]=Berücksichtigung der inneren 5 Ringe, [1-10]=Berücksichtigung aller 10 Ringe.

5.3 ERSTE ANWENDUNG DES VERFAHRENS AM PATIENTEN

Von den 5 navigierten VKB-Operationen wurden 4 komplett durchgeführt. Eine OP musste auf Grund eines Kabelbruchs und Kurzschlusses der femoralen DRB abgebrochen werden.

5.3.1 Klinisches Setup

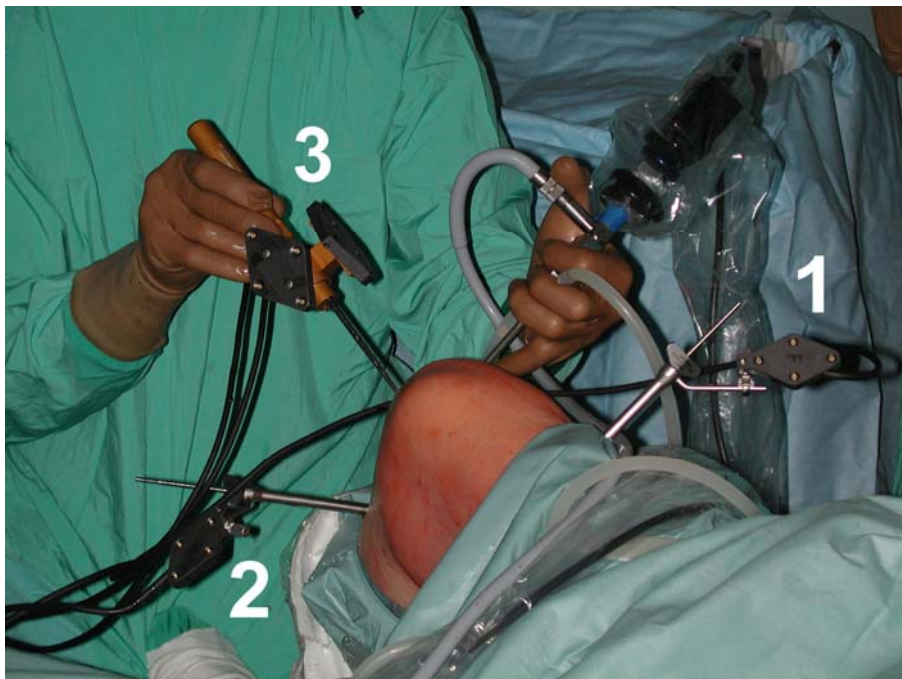
Platzbedarf und Position der Geräte

Die Positionierung war durch den geringen zur Verfügung stehenden Platz schwierig. Durch den zusätzlichen Platzbedarf der Navigationsgeräte und die Anordnung der Komponenten, wie in Abb. 25 gezeigt, wurde aber der Ablauf aller 5 Operationen nicht beeinträchtigt. Der Bildwandler wurde nur am Anfang der Operationen in das OP-Gebiet gefahren und konnte dann aus dem OP-Saal entfernt werden, um in weiterer Folge den OP-Ablauf nicht zu behindern. Die Positionierung der Infrarotkamera war wegen des Platzmangels problematisch. Die Ausrichtung der Kamera musste für die zweite BV-Aufnahme verändert werden, damit eine Ortung der Referenzbasen möglich war.

Beeinträchtigung der OP durch die Referenzbasen

Da die Referenzbasen (DRB) tibial ohne zusätzliche Inzision an der Entnahmestelle der Semitendinosus-Sehne mit einer Schanzschraube befestigt wurden, kam es teilweise zum Verlust der Ortungsfähigkeit der tibialen DRB durch das Abdecken mit Arthroskopieinstrumenten oder der Hand des Operateurs. Die Ortung der femoralen DRB stellte kein Problem dar.

Abb. 53: Intraoperative Position der femoralen und tibialen Referenzbasen (DRB)



Position der femoralen DRB (1), tibialen DRB (2) und des navigierten Tasthakens (3) im OP-Feld.

Personeller Aufwand

Für die Bedienung des Navigationssystems musste eine zusätzliche Person im OP anwesend sein. Die Bedienung des Systems mit dem virtuellen Keyboard durch den Chirurgen erwies sich als schwierig, da der Abstand des Navigationsbildschirmes zum Operateur zu groß war. Außerdem erfolgte die immer wieder nötige Neupositionierung der Kamera durch die zusätzliche Person im OP.

5.3.2 Ablauf der navigierten VKB-Operation***Anbringen der DRBs***

Das Anbringen der tibialen und femoralen DRBs erfolgte problemlos in durchschnittlich 2 min. pro DRB. Durch die verbesserte Befestigung der DRB mit einer Schanzschraube zeigte sich eine deutlich höhere Stabilität gegenüber der im konventionellen KneeACL-Modul vorgesehenen Befestigung mit 2 Kirschner-Drähten.

Anfertigen der BV-Bilder

Das Anfertigen der BV-Bilder war möglich, solange die DRBs nicht durch den Bildwandler abgedeckt wurden. Bei der Aufnahme des seitlichen BV-Bildes kam es zu keiner Beeinträchtigung der DRB-Ortung. Für die AP-Aufnahme musste die Kamera sehr tief gefahren werden und es kam teilweise zu Ortungsproblemen durch die Position des Bildwandlers.

Aufsuchen der durch die Schablonen vorgegebenen Insertionspunkte

Die Insertionspunkte konnten gut mit dem Tasthaken am Femur des Patienten aufgesucht werden und die Lagen zueinander dargestellt werden. Dem Operateur wurde die Lage der Insertionspunkte dann im Vergleich mit dem von ihm gewählten, anatomisch bestimmten Insertionspunkt angezeigt. Da die Navigation lediglich eine zusätzliche Orientierungshilfe bietet, lag die Entscheidung, welche Position der Insertionspunkte gewählt wurde, im Ermessen des Operateurs.

Visualisierung der Bohrkanalanlage

Während der gesamten Zeit der Operation konnte die Position der Instrumente in Beziehung zur Anatomie des Patientenknies auf den zwei BV-Bildern dargestellt werden. Der Winkel und der projizierte Weg des Bohrers wurden in Echtzeit dargestellt. Es kam zu keinen Problemen bei der Anlage der Bohrkanäle.

5.4 BEANTWORTUNG DER FRAGESTELLUNGEN

Unter Berücksichtigung der in diesem Kapitel dargestellten Ergebnisse konnten die fünf Fragestellungen aus Kapitel 3 auf Seite 25 wie folgt beantwortet werden:

- I. Die Integration der etablierten, geometrischen Schablonen in das Bildwandler basierte Navigationssystem zur Insertionspunktbestimmung bei der VKB-Rekonstruktion war möglich. Durch dieses Verfahren konnten die durch die Schablonen festgelegten Insertionspunktlagen navigiert aufgesucht werden. Damit konnte die Nullhypothese 1 (siehe Seite 25) verworfen werden.
- II. Es konnte für alle drei Schablonen gezeigt werden, dass sich mit diesem Navigationsverfahren eine hohe Präzision erreichen lässt (siehe 5.2.2.1 auf Seite 50). Die Nullhypothese 2 (siehe Seite 26), dass mit der BV-basierten VKB-Navigation unter Anwendung der Schablonen eine hohe Präzision nicht erreicht werden kann, wurde verworfen.
- III. Die drei Methoden zur Insertionspunktbestimmung haben sich in ihrer Abweichung vom Sollwert signifikant unterschieden (siehe Kapitel 5.2.2.2 / 5.2.2.3 ab Seite 50). Damit konnte die Nullhypothese 3a widerlegt werden, dass es einen statistischen Unterschied hinsichtlich der Abweichungen vom Sollwert zwischen den drei Schablonen nicht gibt. Für die AP-Richtung konnte die Nullhypothese 3b verworfen werden, dass es einen statistischen Unterschied hinsichtlich der Streuungen der Insertionspunktlagen zwischen den drei Schablonen nicht gibt. Für die proximal-distale (PD) Richtung konnte die Nullhypothese 3b nicht verworfen werden (siehe 5.2.2.4 auf Seite 55).
- IV. Es wurde dargestellt, in welchem Maß Abweichungen bei Planungsungenauigkeit und Änderung des Projektionswinkels Einfluss auf die Lage der Insertionspunkte haben (siehe Kapitel 5.2.3 auf Seite 58). Die Nullhypothesen 4a und 4c, dass Abweichungen durch Änderung des Projektionswinkels des Bildwandlers bzw. Abweichungen durch Planungsungenauigkeit die Lage des Insertionspunktes nicht beeinflussen, konnten widerlegt werden. Ebenso konnte gezeigt werden, dass sich die Größe des Fehlers zwischen den verschiedenen Abweichungsrichtungen unterscheidet (siehe Kapitel 5.2.4 auf Seite 66). Die Nullhypothese 4c wurde dem entsprechend ebenfalls widerlegt.
- V. Im ersten klinischen Einsatz war das Verfahren anwendbar. Die Komplexität des Systems erwies sich aber teilweise als problematisch (siehe 5.3 ab Seite 76). Die Insertionspunkte konnten unter Visualisierung der Lage zur Anatomie der Patienten mit Hilfe der Schablonen bestimmt werden. Die Nullhypothese 5 konnte verworfen werden.

6 DISKUSSION

In den letzten Jahren ist durch Zunahme der sportlichen Freizeitaktivitäten die Inzidenz der Kreuzbandrupturen vor allem bei jungen, aktiven Menschen gestiegen [3-5]. Trotz Verbesserung der Operationstechniken und des Verständnisses der Anatomie und Funktion der Kreuzbänder liegt heute die Rate inakzeptabler Langzeitergebnisse nach VKB-Rekonstruktion je nach Bewertungskriterien mit zwischen 5 % und 52 % hoch, wobei die Revisionsrate bis zu 10 % beträgt [8, 10, 11]. Die Fehlplatzierung der Bohrkanäle in Femur und Tibia ist je nach Studie mit bis zu 56 % eine der häufigsten operativen Ursachen für die VKB-Insuffizienz [12, 13]. Die anatomisch korrekte Position einer Ersatzplastik wird als zentral bedeutend für die Stabilität des Kniegelenkes und als einer der kritischsten Schritte der Operation angesehen [22, 53].

Kohn et al. haben 1998 einen Fortgeschrittenenkurs für VKB-Rekonstruktionen durchgeführt und gezeigt, dass die Mehrheit der erfahrenen Operateure die Transplantate nicht korrekt platzieren konnten. Nur in 4 von 24 Fällen wurde eine korrekte Lage der Kreuzbänder erreicht [54].

Um die Fehlplatzierungsrate der Bohrkanäle zu verringern, wurden verschiedene Instrumente und Operationsverfahren entwickelt [109]. Palmer entwickelte schon 1938 das erste mechanische Zielgerät zur Anlage des femoralen Bohrkanals und unterstrich die Bedeutung der korrekten Tunnellage.

Viele Arbeiten beschäftigten sich mit der „optimalen“ Tunnelposition und entwickelten Schablonen, die über Röntgenbilder gelegt dem Operateur helfen sollten, die Insertionspunkte zu bestimmen [52, 60, 63]. Die Problematik dieser Schablonen ist der fehlende Bezug zur Anatomie des Patienten während der Operation, da die Lage auf einem zweidimensionalen Röntgenbild bestimmt wird und intraoperativ nicht am Patienten aufgesucht werden kann.

Durch die Anwendung der Navigation konnten in vielen Bereichen der Orthopädie und Unfallchirurgie gute Ergebnisse erzielt werden. Vor allem die Präzision vieler Eingriffe konnte deutlich gegenüber konventionell durchgeführten Methoden verbessert werden [89, 110, 111].

Es existiert heute noch kein BV-basiertes Navigationssystem, das über einen längeren Zeitraum routinemäßig in der Klinik verwendet wurde und die Positionierung der Bohrkanäle anhand geometrischer Schablonen erlaubt [106].

In der vorliegenden experimentellen Studie wurde durch BV-basierte Navigation die Verbindung zwischen verbreiteten, konventionellen Schablonen zur Planung der

Bohrkanalpositionen und der Anatomie des Modells bzw. des Patienten hergestellt, ohne die Grundidee der Schablonen beurteilen zu wollen.

Die Arbeit gliedert sich in vier Abschnitte: 1. Untersuchungen zur Präzision der BV-basierten Navigation an Femurmodellen, 2. Untersuchungen zur Abhängigkeit der Insertionspunktlage vom Projektionswinkel der BV-Bilder, 3. Auswirkungen von Planungsungenauigkeit auf die Insertionspunktlage und 4. die erste klinische Anwendung der entwickelten Navigationsmethode.

Radiologische Darstellbarkeit der Femurmodelle

Durch die Beschichtung der Femurknochen mit Zink konnte eine für die Navigation am Kunstknochen deutlich bessere radiologische Qualität der Bildwandleraufnahmen erreicht werden. Andere Arbeitsgruppen haben mit Modellen ohne Beschichtung gearbeitet [73, 105], was in dieser Studie wegen der Notwendigkeit der präzisen Identifikation der Femurkondylen und der Blumensaat-Linie für das Anlegen der Schablonen nicht ausreichend gewesen wäre.

Präzision der Methode

Von besonderem Interesse bei der Evaluation einer neuen Navigationsmethode ist die mit dem System erreichbare Präzision. In dieser Studie wurde die Präzision der BV-basierten navigierten Platzierung 120 femoraler Insertionspunkte an Modellen bestimmt. Dabei dienten die drei geometrischen Schablonen nach Hertel et al., Cazenave et al. und Klos et al. als Hilfsmittel zur Zielpunktbestimmung der Insertionspunkte. Mit jeder Schablone wurde 40 -mal der Insertionspunkt bestimmt. Die Vergleiche der geplanten Insertionspunkte mit dem durch die Navigation bestimmten Punkte zeigten, dass die BV-gestützte Navigation mit den Schablonen sehr präzise Ergebnisse liefert.

Bei Verwendung der Schablone nach Hertel et al. wurden die Zielwerte von 75,0 % in anterior-posteriorer (AP) - Richtung bzw. 25,0 % in proximal-distaler (PD) - Richtung im Median mit 74,6 % bzw. 24,9 % sehr präzise navigiert erreicht. Bei der Schablone nach Klos et al. war die mediane Lage in PD-Richtung mit 10,3 % [$Q_u = 9,6 / Q_o = 11,7$] um 1,7 % geringer, als geplant. In AP-Richtung war die mediane Lage mit 66,1 % [$Q_u = 64,9 / Q_o = 67,5$] um 0,1 % höher als der Zielwert. Mit der Schablone nach Cazenave et al. wurde eine mediane Lage in PD-Richtung von 12,9 % [$Q_u = 11,6 / Q_o = 14,2$] bei einem Sollwert von 12,0 % und in AP-Richtung eine mediane Lage von 58,3 % [$Q_u = 56,5 / Q_o = 59,3$] bei einem Sollwert von 57,0 % erreicht.

Die medianen Abweichungen vom Sollwert in proximal-distaler (PD) -Richtung und in anterior-posteriorer (AP) - Richtung lagen bei allen Schablonen unter 1,00 mm.

Der maximale Fehler in proximal-distaler (PD) - Richtung war bei Verwendung der Schablone nach Hertel et al. 1,04 mm, Klos et al. 1,09 mm und Cazenave et al. 0,84 mm. In anterior-posteriorer (AP) - Richtung war der maximale Fehler bei Verwendung der Schablone nach Hertel et al. 1,65 mm, Klos et al. 1,85 mm und Cazenave et al. 2,27 mm.

In proximal-distaler (PD) - Richtung zeigte die Schablone nach Hertel et al. eine signifikant geringere Abweichung vom Sollwert als die Schablone nach Klos et al.. In anterior-posteriorer (AP) - Richtung wurden mit der Schablone nach Hertel et al. signifikant geringere Abweichungen als mit den beiden anderen Schablonen erreicht. Mit der Schablone nach Hertel et al. konnten demnach für beide Richtungen die günstigsten Ergebnisse erzielt werden.

Die mit der Schablone nach Hertel et al. bestimmten Insertionspunkte hatten für die anterior-posteriore (AP) - Richtung im Vergleich mit den nach den beiden anderen Schablonen bestimmten Punkten eine signifikant geringere Streuung. Die Streuungen in proximal-distaler (PD) - Richtung unterschieden sich nicht signifikant zwischen den drei Schablonen. Die im Vergleich mit den anderen Schablonen geringere Streuung der Insertionspunkte bei Verwendung der Schablone nach Hertel et al. könnte durch die unterschiedliche geometrische Form der Schablone bedingt sein. Die beiden anderen Schablonen basieren beide auf einem Kreis, der am Kondylenrand ausgerichtet wird. Die Schablone nach Hertel et al. basiert dagegen auf einem Rechteck, dessen Größe sehr einfach und reproduzierbar dem Kondylendurchmesser angepasst werden kann. Es ist möglich, dass deshalb die Planung der Insertionspunktlage mit dieser Schablone präziser durchzuführen ist und die Streuung der Lagen daher geringer ausfällt.

Klos et al. haben 1998 bei einer klinischen Studie die Variabilität der femoralen Tunnelplatzierung unter Verwendung von Schablonen als Zielhilfen für die Insertionspunkte von 5,1 % ohne auf 2,8 % mit Schablonen signifikant reduzieren können [112]. Das Aufsuchen der Insertionspunkte erfolgte aber nicht mit Hilfe der Navigation, sondern manuell durch wiederholte Aufnahmen mit dem Bildwandler. Dies ist mit einer erhöhten Strahlenbelastung für Patienten und Operateure verbunden. Außerdem kann der Bildwandler nicht wie bei der BV-basierten Navigation nach den zwei präoperativen Aufnahmen aus dem OP-Gebiet gefahren werden.

Mit der Genauigkeit, die bei der Kreuzbandnavigation erreicht werden kann, haben sich verschiedene Arbeitsgruppen befasst. Musahl et al. zeigten 2002 in einer Studie an 10 Leichenknien, dass bei Verwendung des aktiven Navigationssystems CASPAR der femorale Tunnel mit einer Präzision von $1,3 \pm 0,9$ mm und der tibiale Tunnel mit einer Präzision von $2,0 \pm 1,2$ mm platziert werden konnte [113]. Das Fräsen der Bohrkanäle wurde dabei von

einem Roboter ausgeführt. Für diese aktive Navigation sind präoperative CT-Aufnahmen notwendig, die zusätzliche Kosten und vermehrte Strahlenbelastung für den Patienten mit sich bringen.

Mehrere Arbeitsgruppen haben VKB-Operationen mit einem bildfreien System durchgeführt [4, 15, 104, 114, 115]. Diese Systeme bieten den Vorteil, dass kein präoperatives CT oder intraoperatives BV-Bild nötig ist. Bernsmann beschrieb 2001 in einer Multicenterstudie die Erfahrungen mit der bildfreien Kreuzbandnavigation [15]. Mit dem verwendeten System der Firma Praxim / Medivision konnte das Notchimpingement sehr zuverlässig verhindert werden. Entscheidende Nachteile gegenüber der BV-basierten Navigation sind aber die Notwendigkeit des manuellen, zeitintensiven Surface-Matchings und das stark abstrahierte Abbild des Patientenknies, was die Orientierung an diesem virtuellen Modell erschwert. Außerdem existieren bisher nur sehr wenige Untersuchungen zur Genauigkeit dieser Methode.

Arbeiten, die sich ebenfalls mit der BV-basierten Navigation beschäftigt haben, kamen zu ähnlichen Ergebnissen, wie in dieser Studie. Hofstetter et al. haben 1999 die Präzision der BV-basierten Navigation im Experiment bestimmt. Dabei lag der durchschnittliche Fehler des Systems bei $0,55 \pm 0,47$ mm und der maximale Fehler bei 2,34 mm [100]. Shafizadeh et al. haben 2002 die Präzision der BV-basierten Navigation an 11 röntgensensitiven Modellblöcken aus Kunstharz bestimmt. Mit einem navigierten tibialen Zielgerät wurden 2,4-mm Zieldrähte platziert. Dabei lag die Bohrkanalabweichung vom angestrebten Zielpunkt im Mittel bei 0,5 mm bei einer Spannbreite von 0,0 bis 0,9 mm [107]. Bei diesen Ergebnissen ist zu berücksichtigen, dass es sich bei den Modellblöcken um Objekte mit einer klar definierten Geometrie mit homogener Struktur handelte und die Bohrungen mit einer maschinellen Vorrichtung (Bohrmaschinenständer) und nicht per Hand eingebracht wurden. Durch den dazu geringeren Bohrerdurchmesser ist die Übertragbarkeit dieser Ergebnisse auf OP-nahe Bedingungen nur sehr begrenzt. Die in der vorliegenden Arbeit geringere Präzision ist möglicherweise durch die inhomogene, komplexe Oberflächenstruktur der Modelle zu erklären, jedoch unter OP-nahen Bedingungen eher auf die Praxis übertragbar.

In dieser Arbeit wurde dargestellt, welche Präzision mit der BV-basierten Navigation unter Verwendung der Schablonen an Modellen erreicht werden kann. Durch die Beschichtung der Modelle konnten die Femurkondylen sehr präzise abgegrenzt und damit die Schablonen genau ausgerichtet werden. Dabei muss bedacht werden, dass diese im Experiment künstlich erzeugte Bildqualität beim Patienten nicht erreicht werden kann, da der Weichteilmantel die Abgrenzbarkeit der Knochen negativ beeinflusst. Bei der ersten klinischen Anwendung kam es aber zu keinen Problemen beim Abgrenzen der Kondylen. In wie weit dieser Faktor hinsichtlich des Platzierungsfehlers klinisch eine Rolle spielt, sollte in

weiteren Studien erörtert werden.

Abhängigkeit vom Projektionswinkel der BV-Bilder

In verschiedenen Arbeiten wurde die Wichtigkeit der streng seitlichen BV-Aufnahme mit exakter Deckung beider Kondylen betont [4, 52, 58, 107]. Für den klinischen Einsatz der BV-basierten Kreuzbandnavigation ist es wichtig zu wissen, in welchem Maß die Präzision der Tunnelplatzierung vom Projektionswinkel des BV-Bildes abhängt und in welcher Richtung Winkelabweichungen bei den BV-Aufnahmen am ehesten zu Fehlplatzierungen führen können. In dieser Studie wurde die Abhängigkeit der Präzision vom Projektionswinkel des BV-Bildes für die Längs- und Quer-Rotation des Femurs von 0°-60° untersucht.

Die mediane Abweichung pro 1°-Rotation um die Längsachse lag in proximal-distaler (PD) - Richtung bei 0,31 % [$Q_u = 0,18$ / $Q_o = 0,69$] bzw. 0,07 mm [$Q_u = 0,04$ / $Q_o = 0,15$] und in anterior-posteriorer (AP) - Richtung bei 0,36 % [$Q_u = 0,18$ / $Q_o = 0,51$] bzw. 0,17 mm [$Q_u = 0,08$ / $Q_o = 0,24$].

Bei Quer-Rotation lag die mediane Abweichung pro 1°-Rotation in proximal-distaler (PD) - Richtung bei 0,25 % [$Q_u = 0,12$ / $Q_o = 0,48$] bzw. 0,06 mm [$Q_u = 0,03$ / $Q_o = 0,11$] und in anterior-posteriorer (AP) - Richtung bei 0,64 % [$Q_u = 0,35$ / $Q_o = 0,98$] bzw. 0,30 mm [$Q_u = 0,16$ / $Q_o = 0,46$].

Als maximal zulässiger Fehler für die Abweichung von der vorgegebenen Insertionspunktlage wurde der 2- σ -Bereich der Schablone mit der geringsten medianen Abweichung vom Sollwert aus der Präzisionsanalyse gewählt. Der 2- σ -Bereich wurde gewählt, da statistisch 95% aller Insertionspunkte in diesen Schranken liegen. Dieser 2- σ -Bereich betrug für die proximal-distale (PD) - Richtung $\pm 2,20$ % bzw. $\pm 0,50$ mm und für die anterior-posteriore (AP) - Richtung $\pm 1,40$ % bzw. $\pm 0,68$ mm.

Es hat sich gezeigt, dass der maximale Rotationsgrad unter Bezugnahme zur Innenkondyle für die Längsachse unter diesen Bedingungen je nach verwendeter Schablone zwischen 2° und 12° lag. Bei Bezugnahme zur Außenkondyle lagen mehr Werte innerhalb der vorgegebenen Schranken. Hier waren Rotationen zwischen 2° und maximal 25° möglich.

Bei Rotation um die Querachse und Betrachtung der Innenkondyle waren je nach Schablone und Richtung Drehungen zwischen 1° und 35° möglich, damit die Insertionspunkte in dem oben genannten 2- σ -Bereich lagen. Hier war bei Bezugnahme zur Außenkondyle mit 1° bis 6° weniger Rotation möglich. Wenn beide Kondylen als Begrenzungslinien für das Koordinatensystem gewählt wurden, erfüllten Werte von 1° bis maximal 35° die Bedingungen.

Mit bis zu 35° zulässiger Rotation erscheinen die Maximalwerte relativ hoch. Ursache dafür könnte die Lage der Bleikugel in der jeweiligen Rotationsachse sein. Wenn die Bleikugel exakt in der Rotationsachse liegt, könnten theoretisch Drehungen von bis zu 90° durchgeführt werden, ohne dass sich die Position der Kugel auf dem Röntgenbild verändert. Für den klinischen Einsatz bedeutet dies, dass die experimentell am Modell bestimmten Maximalwerte daher nicht unkritisch für die Anwendung am Patienten übernommen werden sollten und es sollte bei der Erstellung des seitlichen Röntgenbildes immer auf eine exakte Überlappung der Kondylen geachtet werden, damit eine präzise Navigation mit den Schablonen erreicht werden kann.

Abweichung bei Planungsungenauigkeit

Ein wichtiger Faktor für die präzise Navigation ist die korrekte Planung. Wenn die Schablonen nicht richtig auf dem seitlichen Röntgenbild ausgerichtet sind, kommt es durch die Dreidimensionalität des Femurs zu einem je nach Richtung der Abweichung vom „optimalen“ Insertionspunkt mehr oder weniger starken Abweichen vom Zielwert. Dabei hat sich gezeigt, dass bei allen drei Schablonen (nach Hertel et al., Klos et al. und Cazenave et al.) Planungsfehler in anterior-posteriorer Richtung entlang der Blumensaat-Linie die geringsten Auswirkungen auf die Lage des femoralen Insertionspunktes haben. Abweichungen bei der Planung in Richtung DISTAL / BSL(p) und PROXIMAL / BSL(p) haben die größten Fehler erbracht, was bei der zukünftigen Anwendung der Schablonen berücksichtigt werden kann. Der Grund für die starken Abweichungen in diese Richtungen ist der im Vergleich zur Richtung der Blumensaat-Linie steilere Winkel zwischen der Darstellungsebene und dem anatomischen Oberflächenverlauf in der Femurnotch. Dadurch ergeben kleine Abweichungen am Bildschirm große Abweichungen am Modell bzw. Knochen. Bei Verwendung der Schablone nach Hertel et al. waren die Abweichungen in Richtung BSL(a) signifikant geringer, als die Abweichungen in alle anderen Richtungen. Bei Verwendung der Kreisschablone nach Klos et al. wurden keine signifikanten Unterschiede zwischen den verschiedenen Richtungen festgestellt.

Erste klinische Anwendung

Durch die erste klinische Anwendung sollte geklärt werden, in wie weit das am Modell entwickelte System für die Navigation am Patienten geeignet ist. Es kam es zu keinen wesentlichen technischen Problemen beim Aufbau des Systems und Anschluss der Komponenten. Dem erhöhten Platzbedarf durch die zusätzlichen Geräte im OP (Navigationssystem, Infrarotkamera, Bildwandler) konnte unter Schwierigkeiten entsprochen werden. In dieser Form ist das System im alltäglichen Einsatz noch ungeeignet.

Die Befestigungstechnik der Referenzbasen (DRB) wurde im Vergleich mit dem ursprünglich für das KneeACL-Modul vorgesehene System optimiert. Das Anbringen der DRBs war problemlos möglich und es kam bei keiner der 5 Operationen zu einer Lockerung. Die tibiale DRB wurde über die schon vorhandene Inzision angebracht. Dadurch kam es in allen 5 Fällen zu Ortungsschwierigkeiten und Beeinträchtigungen bei der Handhabung der Arthroskopieinstrumente. Nur durch Positionswechsel der Infrarotkamera konnten wieder alle Instrumente und DRBs geortet werden. Bei einer Operation kam es zu einem Ausfall der tibialen DRB durch einen Kurzschluss dieser. Die Operation musste konventionell weitergeführt werden.

Bei der navigierten Anlage der Bohrkanäle kam es zu keinen Problemen. Die Tunnelpositionen konnten am Bildschirm in Relation zu den BV-Bildern dargestellt werden.

Fehlerquellen

In dieser Arbeit ist der Einfluss von zwei Fehlerquellen auf die Navigation untersucht worden: Die Abhängigkeit vom Projektionswinkel des BV-Bildes und die Abweichung der Insertionspunktlage bei Planungsungenauigkeit. Diese beiden Punkte wurden weiter oben diskutiert.

Eine weitere Fehlerquelle ist die manuelle Platzierung der Schablonen auf dem seitlichen BV-Bild. Besonders bei schlechter Bildqualität und nicht eindeutig möglicher Identifizierung der Blumensaat-Linie werden die Insertionspunkte fehlerhaft positioniert. Shafizadeh et al. haben bei der Positionierung der Schablone nach Hertel et al. (Quadrantenmethode) eine hohe Untersucher-Reliabilität unter Laborbedingungen erhalten. Die Streuung des Zielpunktes lag bei 0,7 mm im intraindividuellen Vergleich [107], wäre aber im praktischen, OP-nahen Setup dieser Studie nicht erreichbar gewesen.

Auf Grund der physikalischen Struktur des Bildverstärkers kommt es zu Verzerrungen des BV-Bildes im Randbereich, was eine weitere Fehlerquelle darstellt. Dieser Fehler wird durch die Kalibrierung des Bildwandlers und mathematische Rückrechnungen weitgehend behoben [68]. Da bei der Kreuzbandnavigation der Navigationsbereich aber sehr klein ist und im Zentrum des BV-Bildes abgebildet werden kann, ist diese Fehlerquelle eher als gering einzustufen.

Eine weitere, für die Navigation allgemein gültige Fehlerquelle, besteht durch Verschiebungen zwischen virtuellem und therapeutischem Objekt, etwa durch Lockerung oder Verbiegen der DRBs. Dem Operateur wird dann eine „falsche Sicherheit“ gegeben. Dieser Fehler wird vom System nicht erkannt und kann zu einer Fehlplatzierung des Transplantates führen. Wichtig für die Durchführung der Navigation ist also ein wiederholtes Überprüfen der Genauigkeit des Systems durch Abtasten anatomischer Landmarken.

Vorteile der BV-Navigation

Die Bildwandler basierte Navigation hat den Vorteil, dass der Bildwandler zur Standardausrüstung eines orthopädischen und unfallchirurgischen OPs gehört und keine präoperative Planung nötig ist. Ein präoperatives CT, wie es Burkart et al. 2001 bei der aktiven VKB-Navigation mit dem CASPAR System verwendete [73], halten viele Autoren auf Grund des zusätzlichen Aufwandes, der Kosten und Strahlenbelastung bei Kreuzbandoperationen nicht für gerechtfertigt [115].

Bei der BV-basierten Navigation fällt durch die automatische Registrierung das zeitaufwändige und nicht einfach durchführbare Surface-Matching weg und damit eine Fehlerquelle durch ungenauen Abgleich zwischen virtuellem und therapeutischen Objekt. Außerdem kann sich der Operateur besser orientieren, da die Position der Instrumente in Relation zu dem BV-Bild angezeigt wird und nicht wie bei der bildfreien Navigation in Relation zu abstrakten Strichzeichnungen.

Ein weiterer Vorteil dieser Navigationsmethode ist, dass dem Operateur keine neue Methode „aufgezwungen“ wird. Die Navigation kann mit jeder beliebigen Operationsmethode und den standardmäßig verwendeten Instrumenten durchgeführt werden. Die Arbeit des Operateurs wird nicht wie bei einem aktiven System abgenommen, der Operateur erhält lediglich zusätzliche Informationen zur Positionen der Instrumente im Verhältnis zur Anatomie des Patienten.

Das System kann zusätzlich als Qualitätskontrolle und zur Ausbildung eingesetzt werden. Wichtig ist zu betonen, dass mangelhafte Erfahrungen und Fähigkeiten des Operateurs nicht durch die Anwendung eines Navigationssystems ausgeglichen werden können. Die Navigation liefert lediglich zusätzliche Informationen. Gebhard beschrieb dies 2004 mit den Worten: „a fool with a tool is still a fool“ [116].

Nachteile der BV-Navigation

Ein Nachteil der Navigation ist die Notwendigkeit des dauernden direkten „Sichtkontaktes“ zwischen Infrarotkamera, den navigierten Instrumenten und den DRBs. Besonders bei der arthroskopisch durchgeführten Kreuzbandoperation kommt es häufig zu einem Verdecken der DRBs durch die Hand des Operateurs oder durch Instrumente, was sich in der klinischen Anwendung als problematisch erwiesen hat. Auch bei der Aufnahme der BV-Bilder kann es zum Verdecken der DRBs durch den referenzierten Bildwandler kommen. Die Bilder können dann nur durch Ändern der Kameraposition angefertigt werden.

Bei der arthroskopischen Kreuzbandrekonstruktion ist der zur Verfügung stehende Platz durch die Geräte und Instrumententische eingeschränkt. Für das verwendete Navigationssystem ist ein nicht unerheblicher Platzbedarf nötig. Es wäre sinnvoll die

Komponenten des Navigationssystems (Bildwandler und Navigationsturm) in einem Gerät zu kombinieren, um den Platzbedarf zu verringern.

Durch die Navigation verlängert sich die OP-Zeit je nach System und Routine des OP-Teams um ca. 15 bis 45 Minuten [106]. Diese zusätzlich benötigte Zeit ist bei navigierten Operationen an der Wirbelsäule oder am Becken im Verhältnis eher gerechtfertigt. Bei der zeitlich kürzeren elektiven Kreuzbandoperation muss dies berücksichtigt werden und es darf zu keinen Nachteilen für den Patienten kommen.

Für das Anbringen der femoralen Referenzbasis ist eine zusätzliche Inzision nötig. Dies kann zu postoperativen Schmerzen und Wundheilungsstörungen führen.

Zur Bedienung des Navigationssystems wird eine zusätzliche Person im OP benötigt. Der Operateur kann zwar über das virtuelle Keyboard einige Schritte selbst durchführen, das Abgleichen der Schablonen mit dem BV-Bild und die Positionsänderungen der Infrarotkamera können jedoch nicht durch ihn erfolgen.

Sinn von Schablonen

Mit den Schablonen können die Insertionspunkte einfach, präzise und unabhängig von der Form und Größe des Kniegelenkes bestimmt werden. Die Methode liefert reproduzierbare und dokumentierbare Ergebnisse [112].

Es muss geklärt werden, ob diese Präzision benötigt wird und ob sich dadurch bessere klinische Ergebnisse erzielen lassen. Für die Platzierung der Bohrkanäle sind unterschiedliche mechanische Zielgeräte entwickelt worden, die zurzeit im klinischen Einsatz weit verbreitet sind. Mit diesen Zielgeräten können die Insertionspunkte sehr einfach und ohne großen Aufwand bestimmt werden. Trotzdem ist die Rate inakzeptabler Langzeitergebnisse nach VKB-Rekonstruktion je nach Bewertungskriterien mit zwischen 5 % und 52 % hoch [8, 10, 11] und die häufigste Ursache dafür ist mit 56 % die Fehlplatzierung der Bohrkanäle [12, 13].

In dieser Studie sollte und konnte nicht geklärt werden, in wie weit die unterschiedlichen Schablonen den anatomischen Bedingungen dem Gros aller Patienten bzw. einzelner Individuen mit abweichenden anatomischen Gegebenheiten gerecht werden können. Die Indikationsstellung zur Verwendung von Schablonen bei der Insertion von Plastiken des VKB bleibt nach wie vor beim Operateur bzw. Navigationsanwender.

Aussicht

Die Anwendung der Navigation bei der VKB-Rekonstruktion ist im Vergleich zur Anwendung im Bereich der Wirbelsäule und des Beckens relativ neu. Die BV-basierte Navigation hat gegenüber der bildfreien Navigation, wie oben beschrieben, umfassende Vorteile. Für die VKB-Navigation werden Systeme benötigt, die präzise, intuitiv bedienbar und wenig zeitintensiv sind. Vorteilhaft wäre den Platzbedarf der Systeme durch Kombination der Komponenten zu verringern. Durch Einführung von berührungssensitiven Bildschirmen könnten mehr Schritte vom Operateur durchgeführt werden. Die Ortung der Instrumente und DRBs könnte durch kabellose Systeme, die außerdem keinen direkten „Sichtkontakt“ zwischen den Komponenten benötigen, verbessert werden. Erfolg versprechend scheint das von der Firma *BrainLAB* (Heimstetten, Deutschland) im Mai 2005 eingeführte *VectorVision*® Kreuzband-Modul zu sein. Das Bildwandler basierte, passive Navigationssystem arbeitet kabellos und erlaubt eine Bedienung über einen berührungssensitiven Bildschirm durch den Operateur. Außerdem ist der Platzbedarf im Vergleich mit dem Navigationssystem der Firma *PRAXIM Medivision* deutlich geringer. Die Erfahrung mit diesem System bei der Anwendung über einen längeren Zeitraum wird zeigen, in wie weit die generellen Vorteile der BV-Navigation den erhöhten intraoperativen Aufwand rechtfertigen. Es existieren bisher wenig klinische Studien, die den Vorteil der Navigation bei der Kreuzbandchirurgie im Vergleich mit der konventionellen Operation belegen [117]. Es sollten klinische Langzeitstudien durchgeführt werden, um zu klären, in wie weit die Kreuzbandnavigation das Outcome der Operation verbessert und die Anzahl der Revisionsfälle vermindert.

7 ZUSAMMENFASSUNG

Einleitung: Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes (VKB) zählt zu den häufigsten Bandverletzungen des Menschen und wird vor allem bei jungen, aktiven Menschen primär operativ versorgt. Durch die Zunahme der sportlichen Freizeitaktivitäten ist auch die Inzidenz der VKB-Rupturen gestiegen und damit die absolute Anzahl der Revisionsfälle, obwohl sich das Verständnis der Anatomie, Funktion und die Operationstechniken stetig verbessert haben. Die Rate inakzeptabler Langzeitergebnisse nach VKB-Rekonstruktion liegt heute je nach Bewertungskriterien zwischen 5 % und 52 %, wobei die Fehlplatzierung der Bohrkanäle in Tibia und Femur mit bis zu 56 % eine der häufigsten Ursachen dafür ist. Die optimale Platzierung der Insertionspunkte ist unter arthroskopischen Bedingungen einer der kritischsten Schritte der Operation.

Ziel: Das Ziel der experimentellen Studie war, ein Bildwandler (BV) basiertes Navigationsverfahren zu entwickeln und zu evaluieren, mit dem der femorale Bohrkanal anhand etablierter geometrischer Schablonen präzise navigiert angelegt werden kann. Die Anlage des tibialen Bohrkanals sollte in Relation zur Anatomie des Patienten auf BV-Bildern dargestellt werden können.

Material und Methoden: Die Entwicklung des Verfahrens erfolgte an Kunststoffmodellen, deren radiologische Darstellbarkeit mit einer Zinkbeschichtung optimiert wurde. Zur Ermittlung der Präzision des Systems wurden insgesamt 120 Insertionspunkte anhand abgewandelter geometrischer Schablonen nach Hertel et al., Klos et al. und Cazenave et al. mit dem Navigationssystem bestimmt, deren Lage am Modell radiologisch ausgewertet und mit den geplanten Sollwerten statistisch verglichen wurde. Außerdem wurden der Einfluss von Projektionsfehlern des BV-Bildes durch Rotation der Modelle um die Quer- und Längsachse und der Einfluss von Planungsungenauigkeiten auf die navigierte Insertionspunktlage untersucht. Das am Modell entwickelte System wurde anschließend im klinischen Einsatz an 5 Patienten auf Praktikabilität validiert.

Ergebnisse: Die femoralen Insertionspunkte konnten am Modell unabhängig von der verwendeten Schablone mit einer hohen Präzision bestimmt werden. Die medianen Abweichungen vom Sollwert in proximal-distaler (PD) - Richtung und in anterior-posteriorer (AP) - Richtung lagen bei allen Schablonen unter 1,00 mm. Der maximale Fehler in PD-Richtung war bei Verwendung der Schablone nach Hertel et al. 1,04 mm, Klos et al. 1,09 mm und Cazenave et al. 0,84 mm. In AP-Richtung war der maximale Fehler bei Verwendung der Schablone nach Hertel et al. 1,65 mm, Klos et al. 1,85 mm und Cazenave et al. 2,27 mm. In PD-Richtung zeigte die Schablone nach Hertel et al. eine signifikant geringere Abweichung vom Sollwert als die Schablone nach Klos et al.. In AP-Richtung wurden mit der Schablone

nach Hertel et al. signifikant geringere Abweichungen als mit den beiden anderen Schablonen erreicht.

Bei Bestimmung des Projektionsfehlers durch Rotation lag die mediane Abweichung pro 1°-Rotation um die Längsachse in proximal-distaler (PD) - Richtung bei 0,31 % bzw. 0,07 mm und in anterior-posteriorer (AP) - Richtung bei 0,36 % bzw. 0,17 mm. Bei Quer-Rotation lag die mediane Abweichung pro 1°-Rotation in PD-Richtung bei 0,25 % bzw. 0,06 mm und in AP-Richtung bei 0,64 % bzw. 0,30 mm.

Bei den Untersuchungen zur Abweichung durch Planungsungenauigkeit hat sich gezeigt, dass bei allen drei Schablonen (nach Hertel et al., Klos et al. und Cazenave et al.) Planungsfehler in anterior-posteriorer Richtung entlang der Blumensaat-Linie (BSL) die geringsten Auswirkungen auf die Lage des femoralen Insertionspunktes haben. Abweichungen bei der Planung in Richtung DISTAL / BSL(post.) und PROXIMAL / BSL(post.) haben die größten Fehler erbracht.

Bei der ersten klinischen Anwendung an 5 Patienten zeigten sich deutliche Vorteile des BV-basierten Navigationssystems gegenüber dem konventionellen bildfreien Kreuzbandmodul. Die geplanten Insertionspunkte konnten präzise aufgesucht und die Bohrkanäle navigiert angelegt werden. Durch das Abdecken der tibialen Referenzbasis mit den Arthroskopieinstrumenten traten Probleme bei der Ortung auf. Eine Operation musste aufgrund einer defekten tibialen Referenzbasis konventionell weitergeführt werden.

Diskussion: Es existiert heute noch kein Bildwandler (BV) - basiertes Navigationssystem, das über einen längeren Zeitraum routinemäßig in der Klink verwendet wurde und die Positionierung der Bohrkanäle anhand geometrischer Schablonen erlaubt. In der vorliegenden experimentellen Studie wurde durch BV-basierte Navigation die Verbindung zwischen konventionellen Schablonen zur Planung der Bohrkanalpositionen und der Anatomie des Modells bzw. des Patienten hergestellt. Die Vorteile gegenüber anderen Systemen sind der Wegfall des zeitaufwändigen Surface-Matchings, die bessere Orientierung anhand der BV-Bilder und die Vereinfachung, Kostenersparnis und geringere Strahlenbelastung für den Patienten im Vergleich zur CT-basierten Kreuzbandnavigation. Die Nachteile der Navigation sind der hohe Anschaffungspreis, der zusätzliche personelle Aufwand, die Verlängerung der OP-Zeit und die Notwendigkeit einer direkten „Sichtverbindung“ zwischen Infrarotkamera und den Referenzbasen. Die Präzision der Navigationsmethode wurde in dieser Studie an Modellen bestimmt. Dabei muss berücksichtigt werden, dass eine derartige Präzision beim Einsatz am Patienten schwerer zu erreichen ist. Es ist zu klären, ob diese Genauigkeit der Bohrkanalplatzierung klinisch sinnvoll ist, die Ergebnisse der VKB-Operation verbessern kann und ob durch den Einsatz der Navigation weniger Revisionsfälle vorkommen.

8 DANKSAGUNG

Ich bedanke mich bei **Herrn Univ.- Prof. Dr. med. Norbert Haas**, dem Klinikdirektor des Centrums für Muskuloskeletale Chirurgie, und **Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Ulrich Stöckle**, dem stellv. Klinikdirektor des Centrums für Muskuloskeletale Chirurgie der Charité Campus Virchow-Klinikum, für die Überlassung dieser klinisch - experimentellen Arbeit und die umfangreiche Unterstützung. Besonders möchte ich mich für das Heranführen an das exakte wissenschaftliche Arbeiten, die sehr hilfreichen Diskussionen und wertvollen Ideen bedanken.

Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Andreas Weiler (Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie der Charité Campus Virchow-Klinikum) danke ich für die Durchführung der ersten klinischen Testung des entwickelten Navigationsverfahrens. Seine weit reichende Erfahrung, konstruktive Kritik und Hinweise zur klinischen Anwendbarkeit waren sehr hilfreich bei der Evaluation des Systems.

Mein besonderer Dank gilt **Herrn Dr. med. Benjamin König** (Centrum für Muskuloskeletale Chirurgie der Charité Campus Virchow-Klinikum) für die umfassende und einsatzbereite Betreuung bei der Erstellung der Arbeit.

Herrn Prof. Dr. rer. nat. Klaus-Dieter Wernecke und **Frau Dr. rer. nat. Ingeborg Küchler** (Institut für Medizinische Biometrie, Universitätsklinikum Charité Campus Mitte) danke ich für die ausgiebige fachliche Beratung bei der statistischen Auswertung der Ergebnisse.

Zum Schluss möchte ich meiner **Familie und meinen Freunden** danken, deren Freundschaft und Unterstützung wesentlich für meinen persönlichen Werdegang waren.

9 ERKLÄRUNG

„Ich, Vincent Roman Hofbauer, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: Insertionskontrolle bei Ersatz des vorderen Kreuzbandes mit einem Bildwandler gestützten Navigationssystem – Entwicklung, Validierung und erste klinische Erfahrungen – selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“ - Berlin, den 15. April 2006 - Vincent Roman Hofbauer

10 ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

a.-p.	anterior-posterior
AMB	anteromediales Bündel des Kreuzbandes
ant.	anterior
AP	anterior-posteriore Richtung (siehe auch Definition in Abb. 19 auf Seite 37)
BV	Bildverstärker / Bildwandler
dist.	distal
DRB	digital reference base / Digitale Referenz Basis
EPROM	Erasable Programmable Read Only Memory
H0	Nullhypothese
M.	Musculus
PD	proximal-distale Richtung (siehe auch Definition in Abb. 19 auf Seite 37)
PLB	posterolaterales Bündel des Kreuzbandes
post.	posterior
prox.	proximal
Q _U	unteres Quartil
Q _O	oberes Quartil
RMS	Root Mean Square (Quadratischer Mittelwert)
sig.	signifikant
VKB	vorderes Kreuzband

11 LITERATURVERZEICHNIS

- [1] Miyasaka KC, Daniel DM, Stone ML, et al. (1991): The incidence of knee ligament injuries in the general population., *Am J Knee Surg* (Band 4), Nr. 1, Seite 3-8.
- [2] Sudkamp, N. P. und Haas, N. P. (2000): Neue Wege in der Kreuzbandchirurgie, *Chirurg* (Band 71), Nr. 9, Seite 1024-33. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=11043120>
- [3] Fleute, M.; Lavallee, S. und Julliard, R. (1999): Incorporating a statistically based shape model into a system for computer-assisted anterior cruciate ligament surgery, *Med Image Anal* (Band 3), Nr. 3, Seite 209-22. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=10710292>
- [4] Bernsmann, K.; Rosenthal, A.; Sati, M.; Ansari, B. und Wiese, M. (2001): Anwendung eines CAS-Systems in der Arthroskopischen Kreuzbandchirurgie - Adaptation und Applikation in der klinischen Praxis, *Z Orthop Ihre Grenzgeb* (Band 139), Nr. 4, Seite 346-51. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=11558054>
- [5] Diekstall, P. und Rauhut, F. (1999): Überlegungen zur Differentialindikation der vorderen Kreuzbandplastik. Ergebnisse nach Ersatz des vorderen Kreuzbandes im Vergleich zur Spontanprognose., *Unfallchirurg* (Band 102), Nr. 3, Seite 173-81. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=10232033>
- [6] Harner, C. D.; Giffin, J. R.; Duntzman, R. C.; Annunziata, C. C. und Friedman, M. J. (2001): Evaluation and treatment of recurrent instability after anterior cruciate ligament reconstruction, *Instr Course Lect* (Band 50), Seite 463-74. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=11372347>
- [7] Weiler, A.; Scheffler, S. und Hoher, J. (2002): Transplantatauswahl für den primären Ersatz des vorderen Kreuzbandes, *Orthopade* (Band 31), Nr. 8, Seite 731-40. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=12426751>
- [8] Ritchie, J. R. und Parker, R. D. (1996): Graft selection in anterior cruciate ligament revision surgery, *Clin Orthop*, Nr. 325, Seite 65-77. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=8998900>
- [9] Frank, C. B. und Jackson, D. W. (1997): The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament, *J Bone Joint Surg Am* (Band 79), Nr. 10, Seite 1556-76. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=9378743>
- [10] Vergis, A. und Gillquist, J. (1995): Graft failure in intra-articular anterior cruciate ligament reconstructions: a review of the literature, *Arthroscopy* (Band 11), Nr. 3, Seite 312-21. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=7632308>
- [11] Kartus, J.; Magnusson, L.; Stener, S.; Brandsson, S.; Eriksson, B. I. und Karlsson, J. (1999): Complications following arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. A 2-5-year follow-up of 604 patients with special emphasis on anterior knee pain, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (Band 7), Nr. 1, Seite 2-8. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=10024955>
- [12] Amis, A. A. und Jakob, R. P. (1998): Anterior cruciate ligament graft positioning, tensioning and twisting, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (Band 6 Suppl 1), Seite S2-12. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=9608456>
- [13] Klos, Burt (1997): Computer Assisted Fluoroscopic Arthroscopic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction, *Computer Assisted Orthopaedic Surgery (CAOS/USA'97)*, Pittsburgh, PA, USA.
- [14] Giron, F.; Buzzi, R. und Aglietti, P. (1999): Femoral tunnel position in anterior cruciate ligament reconstruction using three techniques. A cadaver study, *Arthroscopy* (Band 15), Nr. 7, Seite 750-6. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=10524823>

-
- [15] Bernsmann, K.; Rosenthal, A.; Sati, M.; Stäubli, H. U.; Cassens, J.; Menetrey, J. und Wiese, M. (2001): Multicentric Experience with a System for Computer-assisted Reconstruction of the Cruciate Ligament, *Orthopädische Praxis* (Band 37), Nr. 1 (2001), Seite 1-5.
- [16] Tomczak, R. J.; Hehl, G.; Mergo, P. J.; Merkle, E.; Rieber, A. und Brambs, H. J. (1997): Tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstruction: MRI analysis as an important factor in the radiological report, *Skeletal Radiol* (Band 26), Nr. 7, Seite 409-13. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=9259098>
- [17] Sommer, C.; Friederich, N. F. und Müller, W. (2000): Improperly placed anterior cruciate ligament grafts: correlation between radiological parameters and clinical results, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (Band 8), Nr. 4, Seite 207-13. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=10975260>
- [18] Girgis, F. G.; Marshall, J. L. und Monajem, A. (1975): The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis, *Clin Orthop*, Nr. 106, Seite 216-31. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=1126079>
- [19] Csizy, M. und Friederich, N. F. (2002): Bohrkanallokalisation in der operativen Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes, *Orthopäde* (Band 31), Nr. 8, Seite 741-50. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=12426752>
- [20] Noyes, F. R.; Mooar, P. A.; Matthews, D. S. und Butler, D. L. (1983): The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. Part I: the long-term functional disability in athletically active individuals, *J Bone Joint Surg Am* (Band 65), Nr. 2, Seite 154-62. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=6687391>
- [21] Zavras, T. D.; Race, A.; Bull, A. M. und Amis, A. A. (2001): A comparative study of 'isometric' points for anterior cruciate ligament graft attachment, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (Band 9), Nr. 1, Seite 28-33. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=11269581>
- [22] Bernard, M. und Hertel, P. (1996): Die intraoperative und postoperative Insertionskontrolle bei vorderen Kreuzbandplastiken, *Unfallchirurg* (Band 99), Nr. 5, Seite 332-40. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=8737581>
- [23] Cole, J.; Brand, J. C., Jr.; Caborn, D. N. und Johnson, D. L. (2000): Radiographic analysis of femoral tunnel position in anterior cruciate ligament reconstruction, *Am J Knee Surg* (Band 13), Nr. 4, Seite 218-22. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=11269541>
- [24] Sati, M.; Stäubli, H.; Bourquin, Y.; Kunz, M. und Nolte, L. P. (2002): Real-time computerized in situ guidance system for ACL graft placement, *Comput Aided Surg* (Band 7), Nr. 1, Seite 25-40. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=12173878>
- [25] Markolf, K. L.; Hame, S.; Hunter, D. M.; Oakes, D. A.; Zoric, B.; Gause, P. und Finerman, G. A. (2002): Effects of femoral tunnel placement on knee laxity and forces in an anterior cruciate ligament graft, *J Orthop Res* (Band 20), Nr. 5, Seite 1016-24. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=12382968>
- [26] Petersen, W. und Tillmann, B. (2002): Anatomie und Funktion des vorderen Kreuzbandes, *Orthopäde* (Band 31), Nr. 8, Seite 710-8. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=12426749>
- [27] Putz, R.; Pabst, R. (2002): *Atlas der Anatomie des Menschen / CD-ROM*, Urban & Fischer, Version 2.0
- [28] Odensten, M. und Gillquist, J. (1985): Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction, *J Bone Joint Surg Am* (Band 67), Nr. 2, Seite 257-62. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=3968118>
- [29] Morgan, C. D.; Kalman, V. R. und Grawl, D. M. (1995): Definitive landmarks for reproducible tibial tunnel placement in anterior cruciate ligament reconstruction, *Arthroscopy* (Band 11), Nr. 3, Seite 275-88. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=7632302>

- [30] Kummer, B. und Yamamoto, H. (1988): Funktionelle Anatomie der Kreuzbänder, Arthroskopie (Band 1), Seite 2-10.
- [31] Samuelson, T. S.; Drez, D., Jr. und Maletis, G. B. (1996): Anterior cruciate ligament graft rotation. Reproduction of normal graft rotation, Am J Sports Med (Band 24), Nr. 1, Seite 67-71. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=8638756>
- [32] Haimes, J. L.; Wroble, R. R.; Grood, E. S. und Noyes, F. R. (1994): Role of the medial structures in the intact and anterior cruciate ligament-deficient knee. Limits of motion in the human knee, Am J Sports Med (Band 22), Nr. 3, Seite 402-9. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=8037282>
- [33] Takeda, Y.; Xerogeanes, J. W.; Livesay, G. A.; Fu, F. H. und Woo, S. L. (1994): Biomechanical function of the human anterior cruciate ligament, Arthroscopy (Band 10), Nr. 2, Seite 140-7. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=8003139>
- [34] Gruber, J.; Wolter, D. und Lierse, W. (1986): Anterior cruciate ligament reflex (LCA reflex), Unfallchirurg (Band 89), Nr. 12, Seite 551-4. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=3563529>
- [35] Hogervorst, T. und Brand, R. A. (1998): Mechanoreceptors in joint function, J Bone Joint Surg Am (Band 80), Nr. 9, Seite 1365-78. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=9759824>
- [36] Furman, W.; Marshall, J. L. und Girgis, F. G. (1976): The anterior cruciate ligament. A functional analysis based on postmortem studies, J Bone Joint Surg Am (Band 58), Nr. 2, Seite 179-85. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=1254621>
- [37] Fuss, F. K. (1989): Anatomy of the cruciate ligaments and their function in extension and flexion of the human knee joint, Am J Anat (Band 184), Nr. 2, Seite 165-76. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=2712008>
- [38] Menschik, A. (1974): Mechanik des Kniegelenkes. 1, Z Orthop Ihre Grenzgeb (Band 112), Nr. 3, Seite 481-95. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=4277228>
- [39] Müller, W (1994): Kinematics of the Cruciate Ligaments, Feagin, J. A., Jr., The crucial ligaments, 2. Auflage, Seite 864, Churchill Livingstone, New York.
- [40] O'Brien, W.R. und Friederich, N. F. (1994): Fiber recruitment of the cruciate ligaments, Feagin, J. A., Jr., The Crucial Ligaments, 2. Auflage, Seite 864, Churchill Livingstone, New York.
- [41] Beynnon, B. D.; Fleming, B. C.; Pope, M. H. und Johnson, R. J. (1993): The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo., Jackson, D. W.; Arnoczky, S.P.; Woo, S.-L.; Frank, C. B. und Simon, T. M., The Anterior Cruciate Ligament. Current and Future Concepts. Seite 101-111, Raven Press, New York.
- [42] Furia, J. P.; Lintner, D. M.; Saiz, P.; Kohl, H. W. und Noble, P. (1997): Isometry measurements in the knee with the anterior cruciate ligament intact, sectioned, and reconstructed, Am J Sports Med (Band 25), Nr. 3, Seite 346-52. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=9167815>
- [43] Kohn, D.; Schneider, G.; Dienst, M. und Rupp, S. (2002): Diagnostik der Ruptur des vorderen Kreuzbandes, Orthopade (Band 31), Nr. 8, Seite 719-30. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=12426750>

- [44] Roos, H.; Ornell, M.; Gardsell, P.; Lohmander, L. S. und Lindstrand, A. (1995): Soccer after anterior cruciate ligament injury--an incompatible combination? A national survey of incidence and risk factors and a 7-year follow-up of 310 players, *Acta Orthop Scand* (Band 66), Nr. 2, Seite 107-12. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=7740937>
- [45] McDaniel, W. J., Jr. und Dameron, T. B., Jr. (1980): Untreated ruptures of the anterior cruciate ligament. A follow-up study, *J Bone Joint Surg Am* (Band 62), Nr. 5, Seite 696-705. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=7391092>
- [46] Jones, K. G. (1963): Reconstruction of the anterior cruciate ligament. A technique using the central one-third of the patellar ligament, *J Bone Joint Surg Am* (Band 45-A), Nr. 5, Seite 925-32.
- [47] Strobel, M. J. und Schulz, M. S. (2002): VKB-Rekonstruktion mit dem Semitendinosus-Grazilis-Sehnentransplantat, *Orthopade* (Band 31), Nr. 8, Seite 758-69. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=12426754>
- [48] Lambert, K.L. und Cunningham, R.R. (1994): Open ACL reconstruction with patellar tendon and interference screw fixation, Feagin, J. A., Jr., *The Crucial Ligaments*, 2. Auflage, Seite 521-526, Churchill Livingstone, New York.
- [49] Eberhardt, C.; Jager, A.; Schwetlick, G. und Rauschmann, M. A. (2002): Geschichte der Chirurgie des vorderen Kreuzbandes, *Orthopade* (Band 31), Nr. 8, Seite 702-9. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=12426748>
- [50] Fu, F. H. und Schulte, K. R. (1996): Anterior cruciate ligament surgery 1996. State of the art? *Clin Orthop*, Nr. 325, Seite 19-24. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=8998873>
- [51] Rosenberg, T. D.; Paulos, L. E.; Victoroff, B.N und Abbot, P.J (1994): Arthroscopic cruciate repair and reconstruction: An overview and descriptions of technique, Feagin, J. A., Jr., *The Crucial Ligaments*, 2. Auflage, Seite 527-553, Churchill Livingstone, New York.
- [52] Bernard, M.; Hertel, P.; Hornung, H. und Cierpinski, T. (1997): Femoral insertion of the ACL. Radiographic quadrant method, *Am J Knee Surg* (Band 10), Nr. 1, Seite 14-21; discussion 21-2. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=9051173>
- [53] Jaureguito, J. W. und Paulos, L. E. (1996): Why grafts fail, *Clin Orthop*, Nr. 325, Seite 25-41. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=8998884>
- [54] Kohn, D.; Busche, T. und Carls, J. (1998): Drill hole position in endoscopic anterior cruciate ligament reconstruction. Results of an advanced arthroscopy course, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (Band 6 Suppl 1), Seite S13-5. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=9608457>
- [55] Aglietti, P.; Buzzi, R.; Menchetti, P. M. und Giron, F. (1996): Arthroscopically assisted semitendinosus and gracilis tendon graft in reconstruction for acute anterior cruciate ligament injuries in athletes, *Am J Sports Med* (Band 24), Nr. 6, Seite 726-31. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=8947392>
- [56] Fineberg, M. S.; Zarins, B. und Sherman, O. H. (2000): Practical considerations in anterior cruciate ligament replacement surgery, *Arthroscopy* (Band 16), Nr. 7, Seite 715-24. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=11027755>
- [57] Fu, F. H.; Bennett, C. H.; Ma, C. B.; Menetrey, J. und Lattermann, C. (2000): Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part II. Operative procedures and clinical correlations, *Am J Sports Med* (Band 28), Nr. 1, Seite 124-30. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=10653557>

- [58] Musahl, V.; Burkart, A.; Debski, R. E.; Van Scyoc, A.; Fu, F. H. und Woo, S. L. (2003): Anterior cruciate ligament tunnel placement: Comparison of insertion site anatomy with the guidelines of a computer-assisted surgical system, *Arthroscopy* (Band 19), Nr. 2, Seite 154-60. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=12579148>
- [59] Hefzy, M. S.; Grood, E. S. und Noyes, F. R. (1989): Factors affecting the region of most isometric femoral attachments. Part II: The anterior cruciate ligament, *Am J Sports Med* (Band 17), Nr. 2, Seite 208-16. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=2667378>
- [60] Cazenave, A. und Laboureaux, J. P. (1990): Reconstruction of the anterior cruciate ligament. Determination of the pre- and peroperative femoral isometric point, *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* (Band 76), Nr. 4, Seite 288-92. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=2148409>
- [61] Klos, T. V.; Harman, M. K.; Habets, R. J.; Devilee, R. J. und Banks, S. A. (2000): Locating femoral graft placement from lateral radiographs in anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison of 3 methods of measuring radiographic images, *Arthroscopy* (Band 16), Nr. 5, Seite 499-504. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=10882445>
- [62] Lintner, D. M.; Dewitt, S. E. und Moseley, J. B. (1996): Radiographic evaluation of native anterior cruciate ligament attachments and graft placement for reconstruction. A cadaveric study, *Am J Sports Med* (Band 24), Nr. 1, Seite 72-8. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=8638757>
- [63] Klos, T. V.; Banks, S. A.; Habets, R. J. und Cook, F. F. (2000): Sagittal plane imaging parameters for computer-assisted fluoroscopic anterior cruciate ligament reconstruction, *Comput Aided Surg* (Band 5), Nr. 1, Seite 28-34. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=10767093>
- [64] DiGioia, A. M., 3rd (1998): What is computer assisted orthopaedic surgery? *Clin Orthop*, Nr. 354, Seite 2-4. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=9755757>
- [65] Clarke, RH und Horsley, V (1906): On a method of investigating the deep ganglia and tracts of the central nervous system (cerebellum), *Bmj* (Band 2), Seite 1799-1800.
- [66] Kwok, Y. S.; Hou, J.; Jonckheere, E. A. und Hayati, S. (1988): A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery, *IEEE Trans Biomed Eng* (Band 35), Nr. 2, Seite 153-60. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=3280462>
- [67] Berlemann, U.; Langlotz, F.; Langlotz, U. und Nolte, L. P. (1997): Computerassistierte Orthopädische Chirurgie (CAOS) - Von der Pedikelschraubeninsertion zu weiteren Applikationen, *Orthopade* (Band 26), Nr. 5, Seite 463-9. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=9312705>
- [68] Gebhard, F.; Kinzl, L. und Arand, M. (2000): Computerassistierte Chirurgie, *Unfallchirurg* (Band 103), Nr. 8, Seite 612-7. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=10986903>
- [69] Nolte, L. P. und Langlotz, F. (1999): Intraoperative Navigationssysteme, *Trauma Berufskrankheiten*, Nr. 1, Seite 108-115.
- [70] Börner, M. und Wiesel, U. (1999): Einsatz computergestützter Verfahren in der Unfallchirurgie, *Trauma Berufskrankheiten*, Nr. 1, Seite 85-90.
- [71] Cleary, K. und Nguyen, C. (2001): State of the art in surgical robotics: clinical applications and technology challenges, *Comput Aided Surg* (Band 6), Nr. 6, Seite 312-28. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=11954063>

- [72] Petermann, J.; Schierl, M.; Niess, C.; Kober, R.; Heinze, P. und Gotzen, L. (2000): Computerassistierte Planung und roboterassistierte Ersatzplastik des vorderen Kreuzbandes mit dem CASPAR-System, Arthroskopie (Band 13), Seite 270-279.
- [73] Burkart, A.; Debski, R. E.; McMahon, P. J.; Rudy, T.; Fu, F. H.; Musahl, V.; van Scyoc, A. und S, L. Y. Woo (2001): Precision of ACL tunnel placement using traditional and robotic techniques, Comput Aided Surg (Band 6), Nr. 5, Seite 270-8. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=11892003>
- [74] Didier, Julien und Taillé, Solenne (1999): Etat de l'art: les différents robots, UV Projet DESS "TBH", Internet Source, http://www.utc.fr/~farges/dess_tbh/99-00/Projets/robots/robots.htm
- [75] DiGioia, A. M., 3rd; Jaramaz, B. und Colgan, B. D. (1998): Computer assisted orthopaedic surgery. Image guided and robotic assistive technologies, Clin Orthop, Nr. 354, Seite 8-16. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=9755759>
- [76] Davies, B. L.; Harris, S. J.; Lin, W. J.; Hibberd, R. D.; Middleton, R. und Cobb, J. C. (1997): Active compliance in robotic surgery--the use of force control as a dynamic constraint, Proc Inst Mech Eng [H] (Band 211), Nr. 4, Seite 285-92. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=9330539>
- [77] Kinzl, L. (2000): Computerassistierte Chirurgie, Unfallchirurg (Band 103), Nr. 8, Seite 611. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=10986902>
- [78] DiGioia, A. M., 3rd und Nolte, L. P. (2002): The challenges for CAOS: what is the role of CAOS in orthopaedics? Comput Aided Surg (Band 7), Nr. 3, Seite 127-8. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=12362373>
- [79] Arand, M.; Hartwig, E.; Kinzl, L. und Gebhard, F. (2002): Spinal navigation in tumor surgery of the thoracic spine: first clinical results, Clin Orthop, Nr. 399, Seite 211-8. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=12011712>
- [80] Kandziora, F.; Stockle, U.; König, B.; Khodadadyan-Klostermann, C.; Mittlmeier, T. und Haas, N. P. (2001): C-Bogen-Navigation zur transoralen atlantoaxialen Schraubenplatzierung., Chirurg (Band 72), Nr. 5, Seite 593-9. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=11383074>
- [81] Schnake, K. J.; König, B.; Berth, U.; Schroeder, R. J.; Kandziora, F.; Stockle, U.; Raschke, M. und Haas, N. P. (2004): Genauigkeit der CT-basierten Navigation von Pedikelschrauben an der Brustwirbelsäule im Vergleich zur konventionellen Technik., Unfallchirurg (Band 107), Nr. 2, Seite 104-12. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=14999376>
- [82] Arand, M.; Hartwig, E.; Hebold, D.; Kinzl, L. und Gebhard, F. (2001): Präzisionsanalyse navigationsgestützt implantierter thorakaler und lumbaler Pedikelschrauben. Eine prospektive klinische Studie, Unfallchirurg (Band 104), Nr. 11, Seite 1076-81. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=11760340>
- [83] Kim, KD und Babbitz, JD (2000): Imaging-Guided Costotransversectomy for Thoracic Disc Herniation, Neurosurg Focus (Band 9), Nr. 4.
- [84] Bargar, W. L.; Bauer, A. und Borner, M. (1998): Primary and revision total hip replacement using the Robodoc system, Clin Orthop, Nr. 354, Seite 82-91. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=9755767>
- [85] Cowley, G. (1992): Introducing "Robodoc". A robot finds his calling--in the operating room, Newsweek (Band 120), Nr. 21, Seite 86. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=10122477>

- [86] Jaramaz, B.; DiGioia, A. M., 3rd; Blackwell, M. und Nikou, C. (1998): Computer assisted measurement of cup placement in total hip replacement, Clin Orthop, Nr. 354, Seite 70-81. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=9755766>
- [87] Stockle, U.; Konig, B.; Dahne, M.; Raschke, M. und Haas, N. P. (2002): Navigationsverfahren in der Becken- und Azetabulumchirurgie Klinische Erfahrungen, Indikationen und Grenzen., Unfallchirurg (Band 105), Nr. 10, Seite 886-92. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=12376895>
- [88] Stockle, U.; Konig, B.; Hofstetter, R.; Nolte, L. P. und Haas, N. P. (2001): Bildwandler-gestützte Navigation. Eine experimentelle Studie zu Beckenverschraubungen., Unfallchirurg (Band 104), Nr. 3, Seite 215-20. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=11284352>
- [89] Stockle, U.; Konig, B.; Schaser, K.; Melcher, I. und Haas, N. P. (2003): CT- und fluoroskopiebasierte Navigation in der Beckenchirurgie., Unfallchirurg (Band 106), Nr. 11, Seite 914-20. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=14634734>
- [90] Stockle, U.; Krettek, C.; Pohlemann, T. und Messmer, P. (2004): Clinical applications--pelvis, Injury (Band 35 Suppl 1), Seite S-A46-56. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=15183703>
- [91] Grutzner, P. A.; Rose, E.; Vock, B.; Holz, F.; Nolte, L. P. und Wentzensen, A. (2002): Computer-assistierte perkutane Verschraubung des hinteren Beckenrings. Erste Erfahrungen mit einem Bildwandler basierten optoelektronischen Navigationssystem, Unfallchirurg (Band 105), Nr. 3, Seite 254-60. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=11995222>
- [92] Hinsche, A. F.; Giannoudis, P. V. und Smith, R. M. (2002): Fluoroscopy-based multiplanar image guidance for insertion of sacroiliac screws, Clin Orthop, Nr. 395, Seite 135-44. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=11937873>
- [93] Langlotz, F.; Stucki, M.; Bachler, R.; Scheer, C.; Ganz, R.; Berlemann, U. und Nolte, L. P. (1997): The first twelve cases of computer assisted periacetabular osteotomy, Comput Aided Surg (Band 2), Nr. 6, Seite 317-26. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=9587693>
- [94] Hufner, T.; Pohlemann, T.; Tarte, S.; Gansslen, A.; Geerling, J.; Bazak, N.; Citak, M.; Nolte, L. P. und Krettek, C. (2002): Computer-assisted fracture reduction of pelvic ring fractures: an in vitro study, Clin Orthop, Nr. 399, Seite 231-9. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=12011714>
- [95] Thoma, W.; Schreiber, S. und Hovy, L. (2000): Computergestützte Implantatpositionierung in der Knieendoprothetik, Orthopade (Band 29), Nr. 7, Seite 614-26. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=10986706>
- [96] Sparmann, M.; Wolke, B.; Czupalla, H.; Banzer, D. und Zink, A. (2003): Positioning of total knee arthroplasty with and without navigation support. A prospective, randomised study, J Bone Joint Surg Br (Band 85), Nr. 6, Seite 830-5. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=12931800>
- [97] Moody, J. E.; Nikou, C.; Picard, F.; Levison, T.; Jaramaz, B.; DiGioia, A. M., 3rd und Reverte, C. F. (2002): Computer-integrated anterior cruciate ligament reconstruction system, J Bone Joint Surg Am (Band 84-A Suppl 2), Seite 99-101. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=12479345>

- [98] Suhm, N.; Jacob, A. L.; Nolte, L. P.; Regazzoni, P. und Messmer, P. (2000): Surgical navigation based on fluoroscopy--clinical application for computer-assisted distal locking of intramedullary implants, *Comput Aided Surg* (Band 5), Nr. 6, Seite 391-400. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=11295852>
- [99] Grutzner, P. A. und Suhm, N. (2004): Computer aided long bone fracture treatment, *Injury* (Band 35 Suppl 1), Seite S-A57-64. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=15183704>
- [100] Hofstetter, R.; Slomczykowski, M.; Sati, M. und Nolte, L. P. (1999): Fluoroscopy as an imaging means for computer-assisted surgical navigation, *Comput Aided Surg* (Band 4), Nr. 2, Seite 65-76. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=10494136>
- [101] Sati, M.; de Guise, J. A. und Drouin, G. (1997): Computer assisted knee surgery: diagnostics and planning of knee surgery, *Comput Aided Surg* (Band 2), Nr. 2, Seite 108-23. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=9292263>
- [102] Menetrey, J.; Suva, D.; Genoud, P.; Sati, M. und Fritschy, D. (2001): Anterior cruciate ligament reconstruction using a free-hand computer assisted drill guide, *Proceedings 4th Medivision User Meeting, Umkirch / Freiburg, Germany*.
- [103] Dessenne, V.; Lavallee, S.; Julliard, R.; Orti, R.; Martelli, S. und Cinquin, P. (1995): Computer-assisted knee anterior cruciate ligament reconstruction: first clinical tests, *J Image Guid Surg* (Band 1), Nr. 1, Seite 59-64. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=9079428>
- [104] Eichhorn, H.-J. (2002): Bildfreie Navigation beim VKB-Ersatz, *Arthroskopie Aktuell* (Band 15), Seite 14-21.
- [105] Picard, F.; DiGioia, A. M.; Moody, J.; Martinek, V.; Fu, F. H.; Rytel, M.; Nikou, C.; LaBarca, R. S. und Jaramaz, B. (2001): Accuracy in tunnel placement for ACL reconstruction. Comparison of traditional arthroscopic and computer-assisted navigation techniques, *Comput Aided Surg* (Band 6), Nr. 5, Seite 279-289. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=11892004>
- [106] Passler, H. H. und Hoher, J. (2004): Intraoperative Qualitätskontrolle bei der Bohrkanaalplatzierung zum vorderen Kreuzbandersatz., *Unfallchirurg* (Band 107), Nr. 4, Seite 263-72. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=15014885>
- [107] Shafizadeh, S; Bouillon, B; Tiling, Th und Höher, J (2002): BV-gestützte Navigation beim VKB-Ersatz, *Arthroskopie Aktuell* (Band 15), Seite 5-13.
- [108] Medivision (2003): Surgigate Technical Manual KN3, 83
- [109] Milankov, M. und Miljkovic, N. (2000): A new positioning device for precise femoral insertion of the anterior cruciate ligament autograft, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* (Band 8), Nr. 3, Seite 149-53. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=10883425>
- [110] Gebhard, F.; Weidner, A.; Liener, U. C.; Stockle, U. und Arand, M. (2004): Navigation at the spine, *Injury* (Band 35 Suppl 1), Seite S-A35-45. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=15183702>
- [111] Musahl, V.; Plakseychuk, A. und Fu, F. H. (2002): Current opinion on computer-aided surgical navigation and robotics: role in the treatment of sports-related injuries, *Sports Med* (Band 32), Nr. 13, Seite 809-18. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=12392442>
- [112] Klos, T. V.; Habets, R. J.; Banks, A. Z.; Banks, S. A.; Devilee, R. J. und Cook, F. F. (1998): Computer assistance in arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction, *Clin Orthop*, Nr. 354, Seite 65-9. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/htbin-post/Entrez/query?db=m&form=6&dopt=r&uid=9755765>

- [113] Musahl, V.; Burkart, A.; Debski, R. E.; Van Scyoc, A.; Fu, F. H. und Woo, S. L. (2002): Accuracy of anterior cruciate ligament tunnel placement with an active robotic system: a cadaveric study, *Arthroscopy* (Band 18), Nr. 9, Seite 968-73. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=12426539>
- [114] Muller-Alsbach, U. W. und Staubli, A. E. (2004): Computer aided ACL reconstruction, *Injury* (Band 35 Suppl 1), Seite S-A65-7. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=15183705>
- [115] Sati, M.; Staeubli, H. U.; Bourquin, Y.; Kunz, M.; Kasermann, S. und Nolte, L. P. (2000): Clinical integration of computer-assisted technology for arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction, *Operative Techniques in Orthopaedics* (Band 10), Nr. 1, Seite 40-49.
- [116] Gebhard, F.; Krettek, C. und Hüfner, T. (2004): Editorial, *Injury* (Band 35), Nr. S-A1, Seite 1.
- [117] Mohsen, A. M. und Phillips, R. (2004): Letter of the reviewers--update on CAOS projects, *Injury* (Band 35 Suppl 1), Seite S-A2-5. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&listuids=15183697>